



HAL
open science

Intérêt des modèles numériques en orthodontie

Julien Camia

► **To cite this version:**

Julien Camia. Intérêt des modèles numériques en orthodontie . Médecine humaine et pathologie. 2017. dumas-01665319

HAL Id: dumas-01665319

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-01665319>

Submitted on 15 Dec 2017

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

UNIVERSITÉ NICE-SOPHIA ANTIPOLIS
FACULTÉ DE CHIRURGIE DENTAIRE
24 Avenue des Diablos Bleus, 06357 Nice Cedex 04

Intérêt des modèles numériques en orthodontie

Année 2017

Thèse n°42-57-17-34

THÈSE

Présentée et publiquement soutenue devant
la Faculté de Chirurgie Dentaire de Nice
Le 27 Novembre 2017 Par

Monsieur Julien CAMIA

Né le 27 Mai 1992 à Grasse
Pour obtenir le grade de :

DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE (Diplôme d'État)

Examineurs :

*Madame le Professeur
Madame le Professeur
Monsieur le Docteur
Madame le Docteur
Monsieur le Docteur*

*A. MANIERE-EZVAN
L. LUPI-PEGURIER
C. SAVOLDELLI
A. QUEISS
F. BUSSON*

*Président du jury
Assesseur
Assesseur
Directeur de thèse
Membre invité*

CORPS ENSEIGNANT

56^{ème} section : DEVELOPPEMENT, CROISSANCE ET PREVENTION

Sous-section 01 : ODONTOLOGIE PEDIATRIQUE ET ORTHOPEDIE DENTO-FACIALE

Professeur des Universités : Mme MANIERE-EZVAN Armelle

Professeur des Universités : Mme MULLER-BOLLA Michèle

Maître de Conférences des Universités : Mme JOSEPH Clara

Assistant Hospitalier Universitaire : M. BUSSON Floriant

Assistant Hospitalier Universitaire : Mme PIERRE Audrey

Assistante Associée-Praticien Associé : Mme OUEISS Arlette

Sous-section 02 : PREVENTION, EPIDEMIOLOGIE, ECONOMIE DE LA SANTE, ODONTOLOGIE LEGALE

Professeur des Universités : Mme LUPI-PEGURIER Laurence

Assistant Hospitalier Universitaire : Mme SOSTHE Anne Laure

Assistant Hospitalier Universitaire : Mme BORSA Leslie

57^{ème} section : CHIRURGIE ORALE ; PARODONTOLOGIE ; BIOLOGIE ORALE

Sous-section 01 : CHIRURGIE ORALE ; PARODONTOLOGIE ; BIOLOGIE ORALE

Professeur des Universités : Mme PRECHEUR-SABLAYROLLES Isabelle

Professeur Associé des Universités : Mme MERIGO Elisabetta

Maître de Conférences des Universités : M. COCHAIS Patrice

Maître de Conférences des Universités : Mme DRIDI Sophie Myriam

Maître de Conférences des Universités : Mme RAYBAUD Hélène

Maître de Conférences des Universités : M. SAVOLDELLI Charles

Maître de Conférences des Universités : Mme VINCENT-BUGNAS Séverine

Maître de Conférences des Universités : Mme VOHA Christine

Assistant Hospitalier Universitaire : M. BORIE Gwenaël

Assistant Hospitalier Universitaire : M. CHARBIT Mathieu

Assistant Hospitalier Universitaire : M. PAUL Adrien

58^{ème} section : REHABILITATION ORALE

Sous-section 01 : REHABILITATION ORALE

Professeur des Universités : Mme BERTRAND Marie-France

Professeur des Universités : M. BOLLA Marc

Professeur des Universités : Mme LASSAUZAY Claire

Professeur des Universités : M. MAHLER Patrick

Professeur des Universités : M. MEDIONI Etienne

Professeur Emérite : M. ROCCA Jean-Paul

Maître de Conférences des Universités : M. ALLARD Yves

Maître de Conférences des Universités : Mme BRULAT-BOUCHARD Nathalie

Maître de Conférences Associé des Universités : M. CEINOS Romain

Maître de Conférences des Universités : Mme EHRMANN Elodie

Maître de Conférences des Universités : M. LAPLANCHE Olivier

Maître de Conférences des Universités : M. LEFORESTIER Eric

Maître de Conférences des Universités : Mme POUYSSEGUR-ROUGIER Valérie

Assistant Hospitalier Universitaire : Mme AZAN Cindy

Assistant Hospitalier Universitaire : Mme CERETTI Léonor

Assistant Hospitalier Universitaire : Mme DEMARTY Laure

Assistant Hospitalier Universitaire : Mme DUVERNEUIL Laura

Assistant Hospitalier Universitaire : M. GANDJIZADEH GHOUCHANI Mir-Payam

Assistant Hospitalier Universitaire : M. MORKOWSKI-GEMMI Thomas

Assistant Hospitalier Universitaire : Mme PETITTI-MASSIERA Marine

Remerciements

A Madame le Professeur Armelle Maniere-Ezvan

Docteur en Chirurgie Dentaire, Professeur des Universités, Praticien Hospitalier

Vous me faites l'honneur d'accepter de présider ce jury et je vous en remercie. Cela a toujours été une évidence. Lors de ma formation initiale vous avez su éveiller en moi un intérêt pour l'ODF. Quand je suis arrivé en clinique je me suis délecté de votre savoir et de votre expérience de clinicienne. Je vous remercie pour votre dévouement, disponibilité et la transmission de vos connaissances. Vous m'avez donné les armes pour pouvoir un jour voler de mes propres ailes. Vous trouverez ici le témoignage d'une grande estime et d'un profond respect.

A Madame le Professeur Laurence Lupi-Pégurier

Docteur en Chirurgie Dentaire, Professeur des Universités, Praticien Hospitalier, Doyen de la faculté de Chirurgie dentaire

Vous m'avez fait le grand plaisir de siéger dans ce jury de thèse. Merci pour votre enthousiasme et votre bonne humeur. Votre gentillesse et votre tendresse me guideront dans la communication avec les patients. Vos enseignements pendant ma formation initiale ont été précieux. Je vous souhaite le meilleur pour la suite tant à l'hôpital qu'à la faculté. Vous trouverez ici l'expression de mes sentiments les plus respectueux.

A Monsieur le Docteur Charles Savoldelli

Docteur en Médecine, Chirurgien Maxillo-Facial et Stomatologue, Docteur en Sciences, Maître de Conférence des Universités en Chirurgie Orale, Praticien Hospitalier

Je vous remercie d'avoir accepté de siéger dans ce jury de thèse. J'ai pris beaucoup de plaisir à être à vos côtés au bloc opératoire et à l'hôpital Saint Roch. Merci pour la transmission de votre expérience de Maxillo-Facial. J'espère que cette collaboration perdurera avec de l'innovation permanente. Vous trouverez ici l'expression de ma profonde gratitude.

A Madame le Docteur Arlette Oueiss

Docteur en Chirurgie Dentaire, Assistante Associée, Praticien Associé

Je vous remercie d'avoir dirigé ma thèse et pour tout votre investissement pendant mon internat. J'espère que ce travail est à la hauteur de vos attentes. Vous êtes une superbe formatrice très pédagogue, j'ai beaucoup appris grâce à vous. C'est un véritable plaisir que de travailler à vos côtés en clinique. Vous vous épanouissez dans cette carrière universitaire en transmettant votre savoir avec passion à tous les étudiants. Vous trouverez ici l'expression de ma profonde reconnaissance.

A Monsieur le Docteur Floriant Busson

Docteur en Chirurgie Dentaire, Assistant Hospitalier Universitaire

Je suis heureux de vous avoir dans ce jury. J'apprends énormément grâce à vous. Merci pour toutes ces astuces cliniques que j'ai pu découvrir à vos côtés. Vous êtes passionné, accessible et j'ai toute confiance en vous. Après des débuts très prometteurs, je suis persuadé que vous ferez de grandes choses en ODF. Vous trouverez ici l'expression de mon plus grand respect.

TABLE DES MATIERES

I. Introduction	5
II. Modèles numériques tridimensionnels	7
A. Moulage d'étude	7
1. Définition et intérêt	7
2. Moulage d'étude traditionnel	7
3. Moulage numérique à partir d'un scanner	8
4. Moulage numérique à partir d'une caméra intra orale	10
5. Moulage numérique à partir d'un Cone Beam Computer Tomography CBCT	13
6. Visualisation des moulages	14
B. Plâtre versus numérique	16
1. Examen des moulages en plâtre	16
2. Mesures des modèles numériques	16
3. Revue systématique des mesures sur modèle numérique	18
C. Planification numérique	22
1. Set-up traditionnel	22
2. Set-up numérique	24
3. Superposition set-up et radiographie numérique	27
D. Thérapeutique numérique	29
1. Traitement par gouttière	29
2. Traitement par multi attache	32
3. Appareil d'interception	36
III. Superposition numérique	40
A. Superposition maxillaire	40
1. Rugae palatine	40
2. Volume spécifique du palais	44
3. Combinaison Rugae palatine, volume spécifique et analyse de déformation	53
B. Superposition mandibulaire	55
1. Tori mandibulaire	55
2. Structure basale mandibulaire	57
IV. Conclusion	61
V. Bibliographie	63
VI. Table des figures	70

I. Introduction

Le diagnostic et la planification de traitement sont des composants essentiels dans la pratique orthodontique quotidienne. Ils nécessitent l'interprétation et l'assimilation de tous les éléments diagnostics mis à disposition de l'orthodontiste en incluant l'examen clinique, les photographies, les radiographies et les modèles d'étude.

De nos jours de nombreux orthodontistes ont intégré la composante digitale à différents aspects de leur pratique. Ceci inclut entre autres les logiciels de gestion, la prise de radiographies digitales et la photographie numérique. Cependant les modèles d'étude orthodontique classique en plâtre sont encore fréquemment utilisés et commencent seulement à être remplacés par des modèles numériques. L'obtention de ces modèles digitaux est aujourd'hui possible grâce à la numérisation d'empreintes ou des modèles d'étude en plâtre. Plus récemment, une nouvelle méthode de prise d'empreinte en bouche à l'aide d'un scanner intra-oral pour obtenir des modèles digitaux est disponible.

Les modèles d'étude semblent être un des éléments les plus importants pour la planification du traitement et sont considérées indispensables et obligatoires pour le dossier orthodontique. Ils sont une donnée statique de la dentition du patient essentielle pour la communication interdisciplinaire, la présentation de cas, l'évaluation de la progression et des résultats du traitement. Depuis un peu plus d'une décennie, plusieurs compagnies offrent un service de modèles 3D. Les avantages de cette avancée digitale sont nombreux. Les plus intéressants sont probablement la facilité d'accès ainsi que l'échange d'information en tout temps, peu importe où l'on se trouve et l'élimination de l'espace de stockage nécessaire pour les modèles en plâtre. L'apparition récente des scanners intra oraux sur le marché de l'orthodontie a comme objectif principal : l'élimination des empreintes conventionnelles. De plus leurs capacités de mesures, de simulation de traitement et l'intégration de ces fichiers numériques peuvent mener à la fabrication d'appareils orthodontiques et représenteront très certainement une avancée scientifique importante dans le monde de l'orthodontie. Mais encore aujourd'hui, malgré les avantages connus des modèles digitaux et les défauts que l'on peut reprocher aux modèles en plâtre, ces derniers sont encore considérés comme le « gold standard » pour le diagnostic. Beaucoup de recherches sont nécessaires avant de les voir disparaître.

Peluso et al en 2004 (1) expliquent dans leur étude qu'une pratique d'orthodontie exclusive peut s'étendre jusqu'à 300 nouveaux cas par an, ainsi cela peut exiger une pièce complète afin de stocker les modèles d'étude. La durée minimale pour la conservation des fichiers est basée sur le code de la santé publique qui détermine cela à 15 ans. Les moulages seront conservés à des fins légales. Aux USA cette période s'étend de 5 à 15 ans variant d'un état à l'autre. Cette loi peut commencer au dernier jour du traitement ou peut être retardée jusqu'à ce que le patient atteigne l'âge de la maturité, d'où le besoin de stockage à long terme. Sur une période de 10 ans, si 300 nouveaux cas sont commencés chaque année, ceci s'élèvera à 6000 ensembles de modèles avec le pré traitement et le post traitement. Un espace de rangement supplémentaire peut être nécessaire, probablement à un site différent, avec des implications de coûts.

La technologie informatique se développe en incorporant plus de zones dans une variété de champs scientifiques et c'est aussi applicable en orthodontie. La technologie numérique a fait des changements significatifs avec les moulages, les radiographies et la photographie numériques. Il y a une augmentation de l'utilisation des modèles numériques vers la progression d'un bureau sans papier.

Les moulages en plâtre qui s'avèrent fragiles et encombrants peuvent désormais être remplacés par des modèles numériques. Ils sont obtenus par numérisation d'empreintes conventionnelles ou de modèles en plâtre, ou bien directement par empreinte optique ; voir désormais par l'intermédiaire des données radiographiques d'un CBCT (Cone Beam Computerized Tomography) ou d'un scanner.

Ces modèles numériques ont fait leur apparition à la fin des années 1990 et ils participent au développement de la numérisation de l'orthodontie initiée par la photographie et la radiologie numérique.

Tout comme leurs homologues en plâtre, ils permettent d'étudier la malocclusion du patient. Leur analyse associée à celle des radiographies et des photographies permet de poser un diagnostic et d'établir un plan de traitement. Ils permettent également la réalisation d'appareillages orthodontiques ou orthopédiques.

Les modèles numériques semblent donc pouvoir remplacer les modèles en plâtre sur les plans diagnostiques et thérapeutiques. Leurs intérêts sont d'autant plus importants qu'ils facilitent l'accès à un arsenal thérapeutique moderne.

Les déplacements dentaires sont mesurés classiquement sur des téléradiographies de profil superposées à partir d'éléments anatomiques stables et évalués sur des occlusogrammes. Cependant de nouvelles techniques plus sophistiquées ont fait leurs apparitions. Les mesures et la prédiction des déplacements dentaires sont des éléments importants en thérapeutique orthodontique. Les modèles numériques permettent d'objectiver les mouvements dentaires obtenus grâce aux superpositions 3D. Afin de superposer les modèles numériques il faut identifier une structure stable.

Ce travail a pour but d'examiner la possibilité de l'application clinique des analyses 3D dans l'analyse de modèles orthodontiques.

Dans une première partie seront étudiés les modèles numériques tridimensionnels avec les différentes techniques d'obtention puis une comparaison aux modèles traditionnels et les apports dans la planification et la thérapeutique orthodontique.

Dans une seconde partie l'évidence Base de l'occlusogramme du XXI^{ème} siècle sera abordée avec la superposition numérique maxillaire et mandibulaire.

II. Modèles numériques tridimensionnels

A. Moulage d'étude

1. Définition et intérêt

Les moulages d'étude sont la reproduction positive des arcades dentaires et des tissus mous du patient. (2) Ils sont incontournables pour la démarche diagnostique et thérapeutique en orthopédie-dento-faciale. Ils font partie intégrante du dossier du patient. Ils sont pris en début et en fin de traitement. Il est possible d'en réaliser d'autres dans les cas ortho-chirurgicaux ou à la fin d'une étape par appareil orthopédique pour une réévaluation.

Les modèles d'étude orthodontiques ont une taille particulière (appelé taille américaine, Tucson USA) qui leur permet d'être en occlusion une fois la base supérieure et inférieure assemblées. Ils sont découpés avec le plan occlusal à la fois parallèle à la base supérieure, inférieure avec les arrêtes et les côtés symétriques. Ainsi l'occlusion est correcte à partir de n'importe quelle position. La valeur de l'occlusion reste à prouver bien qu'il soit admis qu'il existe une différence entre l'OIM et l'ORC. (3)

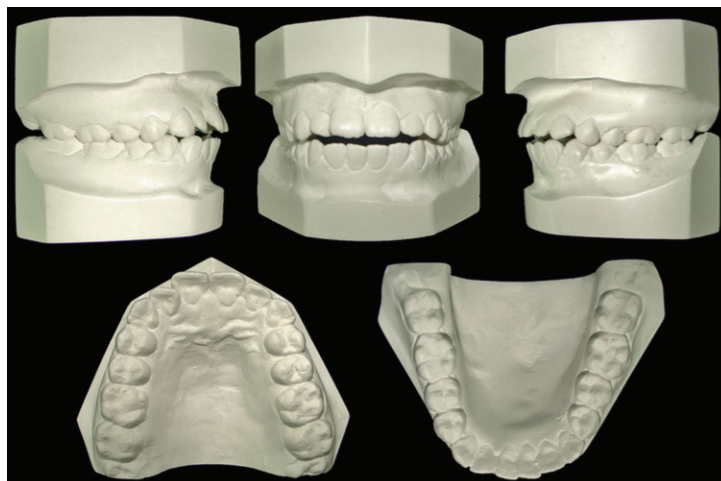


Figure 1 Moulage d'étude en plâtre, taille US

Depuis les dernières années les modèles numériques deviennent une alternative au modèle traditionnel. Ils proviennent soit d'une empreinte ou d'un moulage en plâtre scannés soit d'une empreinte numérique par caméra 3D intraorale. Ils ne sont pas soumis à la perte, la casse ou la dégradation. Le stockage numérique élimine le besoin d'espace de stockage au sein des cabinets. (4)

2. Moulage d'étude traditionnel

L'alginate est utilisé comme matériau d'empreinte pour réaliser les modèles orthodontiques. Il se présente sous forme de poudre que l'on mélange à de l'eau pour obtenir un matériau à prise courte. La plupart des contre-dépouilles présentes dans la cavité buccale peuvent être enregistrées grâce à sa nature élastique. Il peut être aromatisé afin d'augmenter sa tolérance. L'alginate est un matériau d'enregistrement

surfacique de bonne qualité à faible coût. Pour avoir le moins de distorsion il faudra conserver l’empreinte dans une un papier humide et la couler rapidement. (2)

Du plâtre obtenu à partir d’un mélange d’hémi hydrate de sulfate de calcium et d’eau est introduit dans l’empreinte. Après 10-15min de temps de prise (réaction exothermique) l’empreinte est démoulée et on obtient le moulage en plâtre. La taille est très précise, la base inférieure du modèle mandibulaire est parallèle avec le plan d’occlusion passant par les prémolaires et molaires. De plus les bords verticaux postérieurs des deux arcades sont parallèles afin de pouvoir retrouver l’OIM. Les modèles restent fragiles et sensibles à la fracture et à l’écaillage. Les dommages se produisent lorsque les modèles sont manipulés ou pour le transport lors du stockage. L’usage régulier peut endommager le modèle car la résistance et la dureté à l’abrasion du plâtre est faible. (2)

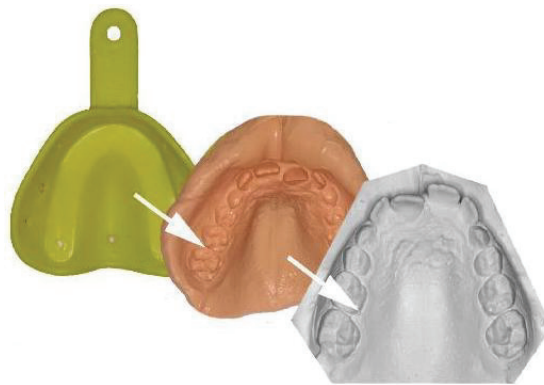


Figure 2 Empreinte à l’alginate et sa coulée en plâtre

3. Moulage numérique à partir d’un scanner

A la façon d’un dossier électronique, les modèles numériques enregistrent toutes les caractéristiques évidentes sur un modèle traditionnel. Aujourd’hui il y a beaucoup d’entreprises qui scannent les modèles dentaires et possèdent des programmes d’analyse comme Orthocad® et Orthoprof®.

Les données peuvent être associées à d’autres documents comme les photographies cliniques et les radiographies. Il y a moins de risque que les données soient égarées ou abimées grâce aux systèmes de sauvegarde. Ainsi les échanges d’information, les présentations, les planifications de traitement pourront s’échanger très rapidement entre confrères dans le monde entier.

La communication avec le patient peut être améliorée avec des simulations numériques et des explications virtuelles sur les étapes de traitement. (4)

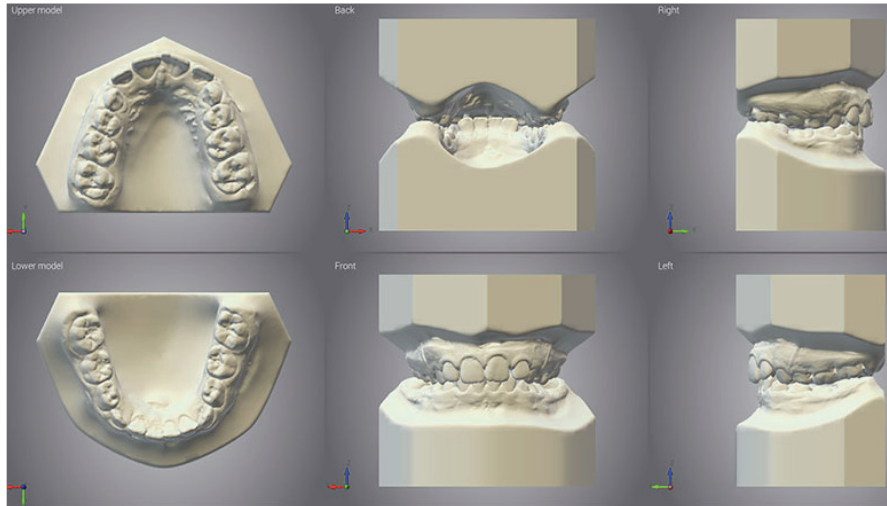


Figure 3 Modèle numérique

Le coût de production d'un modèle numérique est plus élevé que celui d'un modèle en plâtre mais le stockage se fait juste sur un disque dur. L'archivage numérique est autorisé par la sécurité sociale. Le moulage numérique issu d'une numérisation provient du scan de l'empreinte en alginate ou du modèle en plâtre. La numérisation est réalisée soit par l'orthodontiste directement (investissement lourd) soit par des sociétés sous traitante (Néo 3D, Biliocast) ou son prothésiste. Il existe deux types de scanners, scanner de contact et scanner laser. Actuellement dans le commerce on trouve essentiellement des scanners laser. (5)

Un scanner de contact est constitué d'une sonde de mesure, d'un système de commande ou de calcul, de la machine qui déplace la sonde et du logiciel de mesure. Un scanner laser a quatre composants principaux : un faisceau laser, deux caméras haute définition de mesure et une table articulée. La table s'oriente lors de la numérisation pour que toutes les faces soient scannées dont les contre-dépouilles. Les deux caméras enregistrent le faisceau laser qui se projette sur les surfaces du modèle. Un logiciel enregistre l'ensemble du surfaçage laser pour reconstruire le modèle en trois dimensions. (4)

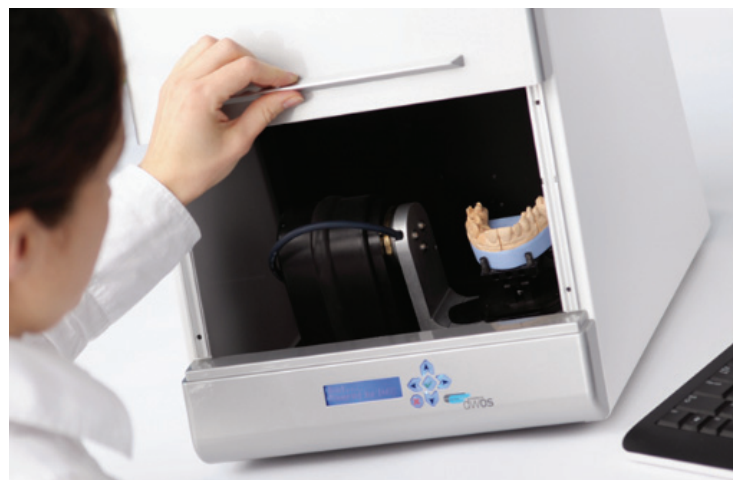


Figure 4 Scanner 3D laser de bureau Dental Wings®

La numérisation des modèles se fait par balayage laser et ils sont disponibles sous format STL (Standard Tessellation Language) sous 5 à 10 jours. Ce format permet de pouvoir ouvrir le fichier sous n'importe quel logiciel 3D. Une analyse supplémentaire des modèles en plâtre en occlusion ou une cire d'occlusion est nécessaire. Le temps de numérisation d'une empreinte est plus long que le temps de numérisation d'un modèle en plâtre. En effet il est plus compliqué de numériser une empreinte car elle est en négative avec des zones profondes et étroites. Le scanner utilise une technique de surface négative qu'il transforme en surface positive pour donner le modèle numérique. (1)

L'image 3D est acquise à partir des trois axes : X dimension transversale, Y dimension verticale et Z dimension antéro postérieur. L'image numérisée est composée de milliers de points avec chacun leurs coordonnées X, Y, Z et cela produit un nuage de points. Le logiciel interne au scanner nettoie l'image en supprimant les points redondants. Plus il y a de points et plus la résolution est bonne. Il existe deux méthodes pour l'imagerie surfacique 3D : numérisation avec contact (scanner de contact) où une sonde de mesure est utilisée et la numérisation sans contact (scanner laser) avec un faisceau laser par triangulation. (6)

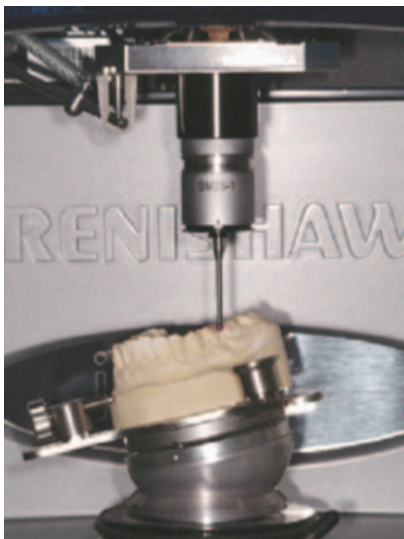


Figure 5 Scanner de contact



Figure 6 Scanner laser

4. Moulage numérique à partir d'une caméra intra orale

Il est possible d'enregistrer les arcades du patient et son occlusion en utilisant une caméra intra orale. Le scanner intra orale en orthodontie est assez récent alors qu'il s'est développé dans les années 1980 en dentisterie d'omnipratique.

La prise d'empreinte avec la caméra se fait avec le balayage d'un faisceau lumineux sans contact avec les surfaces dentaires et parodontales. Certaines caméras nécessitent la mise en place d'une poudre à base de dioxyde de titane sur les dents juste avant la prise d'empreintes. Mais ce système est en train de disparaître avec les nouvelles caméras qui sont sur le marché comme la 3shape TRIOS®. La caméra, certes encore assez volumineuse, permet au praticien de visualiser en temps réel à l'écran la prise d'empreinte. Elle numérise jusqu'à 1500 images par arcades avec les couleurs

naturelles et un teintier intégré. Les zones qui manquent de précision sont indiquées et reprises très rapidement sans tout recommencer, ce qui fait gagner du temps.

En orthodontie, nos patients pouvant être jeunes, la taille des embouts de la caméra est essentielle. Plus il sera large, plus on enregistrera une plus grande surface à chaque image. Mais plus il sera épais et plus l'insertion dans les zones molaires sera difficile.

Le scanner intra oral doit aussi être confortable à la manipulation et il faut un contrôle de l'acquisition sur un écran fonctionnel et lessivable.

L'acquisition d'une empreinte numérique se fait de la même manière qu'une empreinte surfacique à l'alginat : arcade inférieure, arcade supérieure et mordus droit et gauche. Un survol méthodique et logique doit être effectué avec la caméra pour que le praticien réalise toujours la même séquence ergonomique. Par exemple à la mandibule, la caméra parcourt les faces occlusales, vestibulaires et linguales. Puis au maxillaire, elle enregistre les faces occlusales, vestibulaires et palatines avec le palais si nécessaire.

L'enregistrement ne doit pas nécessairement être fait en une seule prise car la caméra repère automatiquement la zone de reprise. D'où l'importance de commencer par la numérisation des faces occlusales qui permet de scanner le maximum de reliefs. La fiabilité de l'OIM est assurée par un enregistrement bilatéral de l'occlusion car il faut le plus de points fixes possibles.

Les technologies d'acquisition entre les différentes caméras sur le marché varient. L'acquisition des points peut se faire par triangulation, projection de franges de lumière, imagerie parallèle confocale et acquisition 3D vidéo in motion (7).

Triangulation (figure 7): L'émetteur laser (balaye la surface), le récepteur (la caméra numérique) et le point laser (surface visée) forment un triangle. L'assemblage de l'ensemble des triangles forme l'image en 3 dimensions. Le scanner intra oral Cerec Bluecam® de Sirona utilise cette technologie.

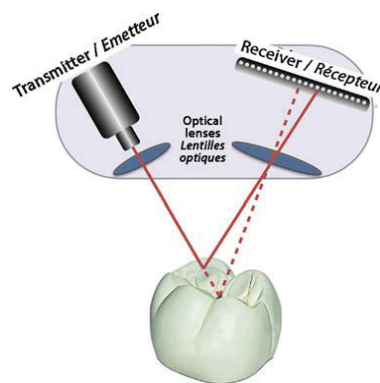


Figure 7 Triangulation laser

Projection de franges de lumière (Figure 8) : Un projecteur laser émet des franges de lumières (bandes rectilignes) sur les tissus qui sont enregistrées par une caméra HD. La projection balaie un champ plus large que le système de triangulation. Cette solution est utilisée par la caméra Lythos® de la société Ormco.

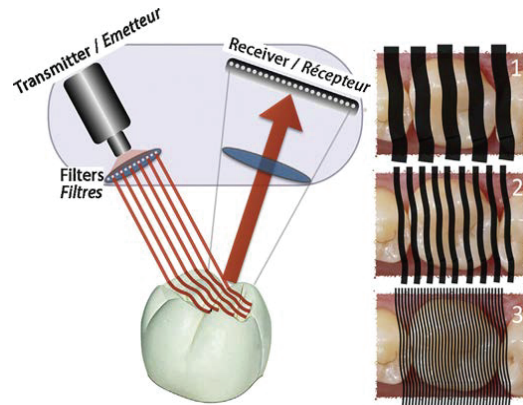


Figure 8 Projection de franges de lumière

Imagerie parallèle confocale (Figure 9) : La lumière laser est projetée à travers une très petite ouverture. L’empreinte est précise car seuls les points nets se trouvant dans le plan focal sont enregistrés. Les faisceaux incidents et réfléchis empruntent la même trajectoire linéaire et cela permet d’enregistrer les reliefs profonds et les cavités. Cette technologie est utilisée par les systèmes Trios® de 3shape et Itero® de Cadent.

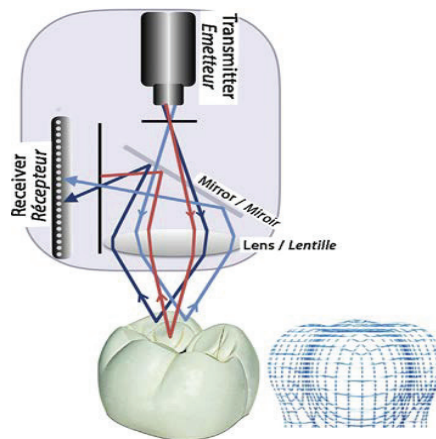


Figure 9 Imagerie parallèle confocale

Acquisition vidéo 3D in motion (Figure 10) : Cette technologie est utilisée dans l’aviation pour les vols de reconnaissance et permet de recréer une image tridimensionnelle. Elle se base sur la vision binoculaire, minimum deux caméras HD vont assembler des vues précises et variées à enregistrer. Les systèmes True Definition® de 3M et le Condor® de Biotech Dental utilisent cette solution.

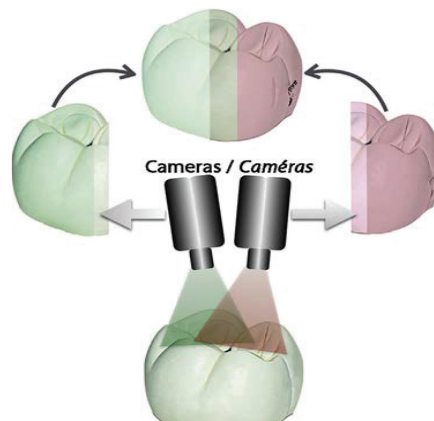


Figure 10 Vidéo 3D in Motion

Le logiciel interne à la caméra est à l'origine de la reconstruction 3D. Il met bout à bout les images 3D. Il est important dans la précision et la qualité du modèle numérique.

La résolution est acquise par la sélection des points enregistrés à conserver. Ainsi sans changer de matériel, les mises à jour du logiciel interne peuvent améliorer la qualité de la caméra. Les performances peuvent augmenter avec l'amélioration du software en gardant la même caméra. Plus la précision de l'algorithme du logiciel est importante concernant la précision de reconstitution et plus la qualité dimensionnelle du modèle est grande. (8)

Une étude de Vasudavan et al. a montré que les patients préféraient une empreinte numérique à une empreinte classique. 77% des 50 patients de l'étude préféraient la caméra intra orale. Dans l'étude le temps moyen de numérisation était de 26 minutes. Les patients se sentaient plus impliqués et ils voyaient les résultats en direct sur le moniteur. La perception des patients a pu être faussée par l'effet de la nouveauté et la vision de leurs dents sur l'ordinateur. Les patients qui préféraient les empreintes conventionnelles trouvaient la préparation avant le passage de la caméra plus inconfortable (isolation des dents et poudrage avec de l'oxyde de titane). (9)

5. Moulage numérique à partir d'un Cone Beam Computer Tomography CBCT

Le CBCT est une imagerie volumique 3D numérisée obtenu à partir d'un faisceau radiographique pulsé qui tourne autour de la tête du patient. Il est possible d'obtenir des coupes axiales, sagittales et coronales à travers un volume désiré. Il offre un diagnostic dentaire plus précis qu'un scanner grâce à des coupes nettement plus fines qui apportent des informations plus détaillées au niveau des structures dentaires et osseuses.

Un CBCT est moins irradiant qu'un scanner médical, le tube à rayon X est moins puissant et délivre une dose plus faible non continue. De plus il n'est pas nécessaire d'irradier tout le crâne et la face car il est possible de limiter le champ d'examen à une zone précise.

Grâce à une faible dose et une grande précision, le CBCT est devenu un outil diagnostique qui révolutionne la dentisterie et la chirurgie maxillo-faciale.

Après leurs introductions en 1998, les CBCT se développent avec des images de plus en plus nettes, une dose encore plus faible et des appareils de plus en plus petits et design. (10)

Avec un logiciel dédié, l'empreinte surfacique du patient peut être placée dans le CBCT avec un balayage basse résolution. L'empreinte est ainsi scannée par le CBCT et le logiciel va produire en positif le modèle numérique, une reconstruction 3D de la dentition est réalisée. Le processus de traitement des données numériques afin de produire le modèle en positif est long.

Au même titre que les scanners vus précédemment, le CBCT peut numériser une empreinte en plâtre afin de produire un modèle 3D.

Les appareils CBCT sont plus chers qu'un scanner mais intégrés dans un cabinet pour le diagnostic ils remplaceront l'utilité de celui-ci. (11)

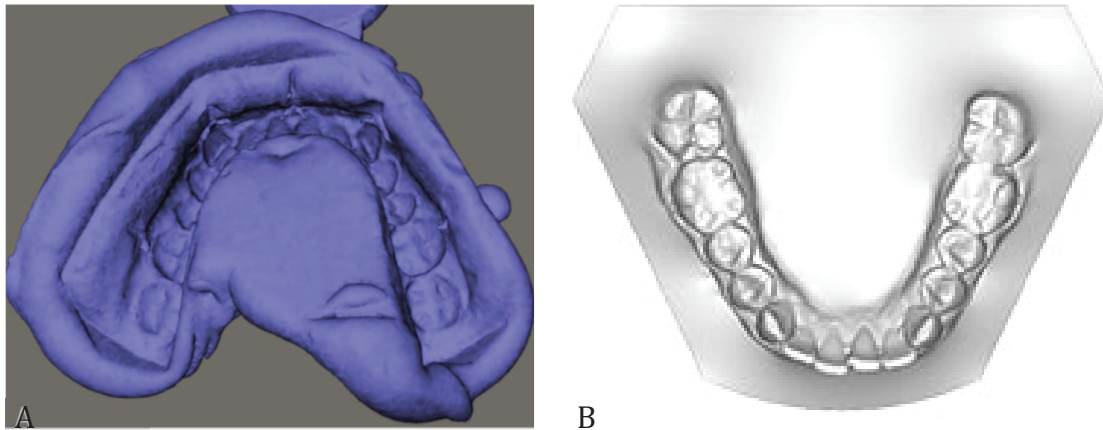


Figure 11 Modèle numérique à partir d'un CBCT : A numérisation de l'empreinte/ B modèle numérique après reconstruction en positif avec un logiciel dédié

6. Visualisation des moulages

L'ergonomie de travail est modifiée par un flux numérique d'information qui va transiter par internet entre les cabinets et les laboratoires. Chaque société de numérisation possède son propre logiciel qu'il faudra télécharger pour réceptionner et exploiter les modèles. Le praticien possède un identifiant et un mot de passe pour accéder à ses modèles.

Les moulages numériques sont archivés et stockés de manière très simple. De plus ils sont acceptés par la sécurité sociale et peuvent être envoyé directement au patient qui ouvrira le fichier avec un logiciel de visualisation 3D.

Un modèle physique peut être imprimé soit par le laboratoire soit directement au cabinet sur une imprimante 3D.

Les logiciels de visualisation des modèles sont organisés sensiblement de la même manière. A l'aide de la souris on peut manipuler le modèle dans les trois sens de l'espace. Une barre d'outil va permettre de voir les arcades séparément sous différentes vues (vues occlusales, de face, profil), de réaliser des mesures, des analyses et des coupes. Le but est d'obtenir un diagnostic dentaire et occlusal similaire à celui réalisé sur les modèles en plâtre. (12)

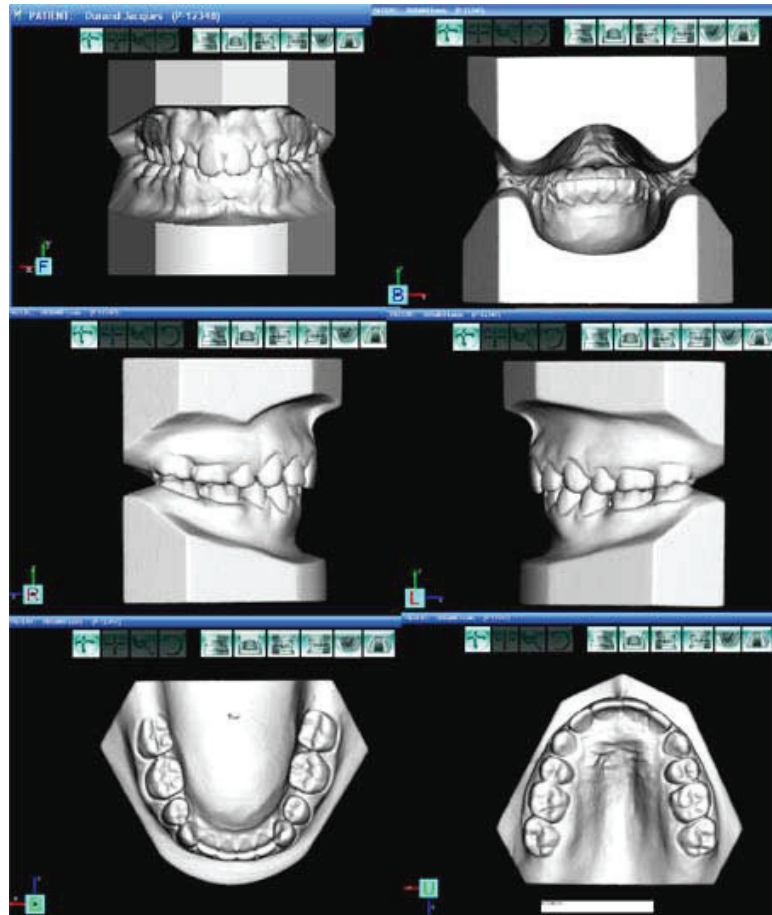


Figure 12 Modèle numérique sur Biblicast®

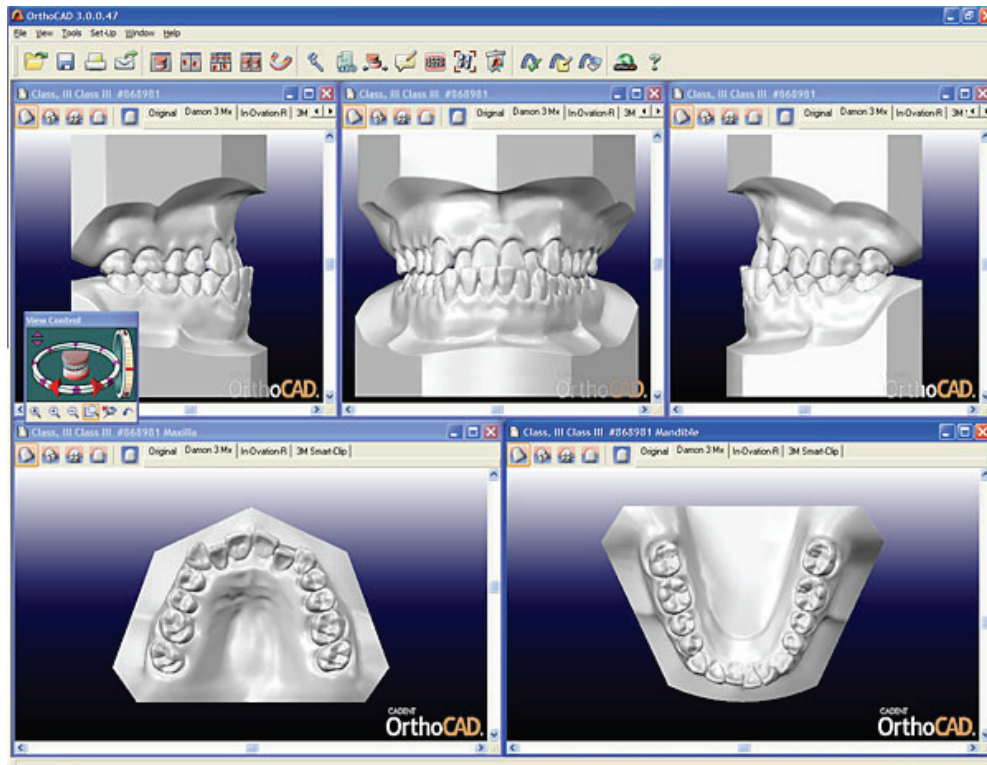


Figure 13 Modèle numérique sur OrthoCAD®

B. Plâtre versus numérique

1. Examen des moulages en plâtre

L'examen intra arcade se fait à l'aide d'un pied à coulisse numérique. On peut mesurer les arcades dentaires et calculer les deux paramètres de la DDM au niveau du moulage mandibulaire : le nivellement de la courbe de Spee et l'encombrement (espace nécessaire – espace disponible). On évalue aussi la forme d'arcade, les malpositions et la formule dentaires.

L'examen inter arcade consiste à relever la classe d'Angle molaire et canine, mesurer le surplomb antérieur, les surplombs latéraux, le recouvrement, la concordance des lignes inter incisives et les inversés d'occlusions. La dysharmonie dento dentaire se calcule avec l'indice de Bolton. Il s'agit du pourcentage du rapport de la somme du diamètre mésio distale des 6 dents mandibulaires sur celle des 6 dents maxillaires. (1)

2. Mesures des modèles numériques

Afin d'établir un diagnostic et un plan de traitement, l'orthodontiste utilise son examen clinique initial, les photographies, les radiographies et les mesures du modèles en plâtre. Les avancées technologiques récentes avec les logiciels de visualisation des moulages permettent de réaliser les même examens (intra et inter arcade), les mesures et en plus des coupes au sein du modèle 3D.

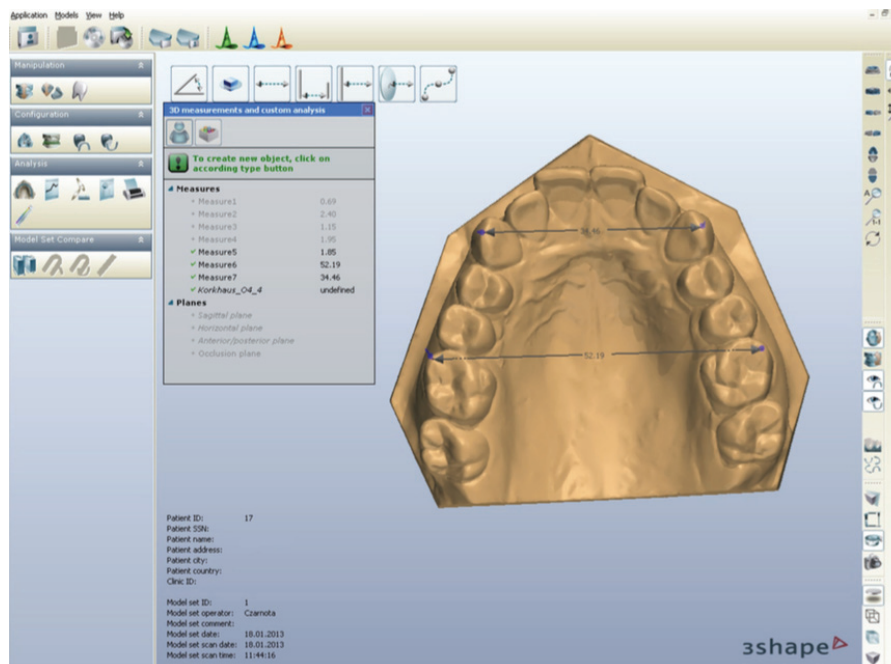


Figure 14 Distance inter canine et inter molaire sur Ortho Analyzer® 3Shape

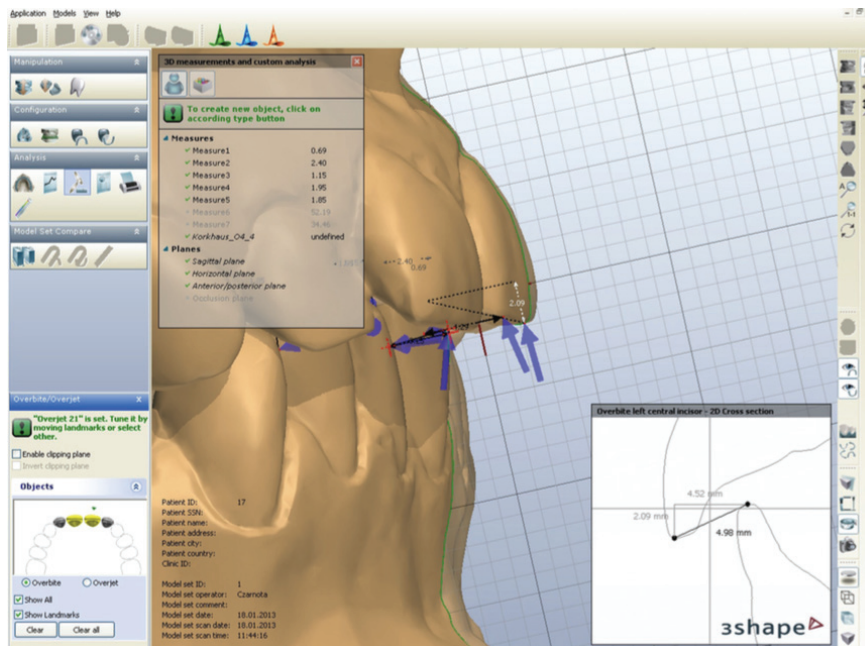


Figure 15 Recouvrement et surplomb sur Ortho Analyzer® 3Shape

Les mesures sur les logiciels sont plus reproductibles et précises que les mesures effectuées avec le pied à coulisse sur le plâtre. En 2004 Quimby et al. (12) ont trouvés que les mesures effectuées sur les modèles numériques (largeur mésiodistales, longueur d'arcade, le recouvrement et le surplomb) sont aussi précises, fiables et plus reproductibles que les mesures sur modèles en plâtre.

Deux autres études (Zilberman et al. 2003 et Bootvong et al 2010) (13 et 14) ont montré l'absence de différence statistiquement significative entre les mesures intra et inter arcades prises sur les modèles en plâtre et celles prises sur les modèles numériques. Les modèles numériques sont issus de la numérisation des modèles en plâtre. L'étude de Zilberman a comparé 20 modèles et l'étude de Bootvong 80 modèles obtenus sur OrthoCAD®. Les résultats ont montré que les mesures étaient reproductibles. La différence moyenne entre les mesures était inférieure à 0,2mm. Les mesures sur les modèles en plâtre étaient plus précises et reproductibles mais suivie de très près par OrthoCAD® qui reste cliniquement acceptable.

Une étude a utilisé des modèles numériques provenant directement d'empreinte surfacique à l'alginat (Moreira et al. (15)). Elle consistait à évaluer la fiabilité des mesures dans les modèles 3D en comparant les mesures effectuées sur des modèles virtuels obtenus à partir de numérisation d'empreintes d'alginat issu d'un modèle en plâtre et de mesures effectuées sur un modèle classique en plâtre. Les résultats ont montré une différence statistiquement significative pour les dents cuspidées, les dents antérieures, le périmètre de l'arcade maxillaire et la distance inter canine mandibulaire, en comparant les modèles numériques avec les modèles de plâtre, mais ces différences sont considérées comme non cliniquement significatives. Les différences statistiquement significatives trouvées dans certaines mesures peuvent être expliquées par un manque de stabilité de l'alginat (contraction) puis une dilatation avec la coulée en plâtre. Selon Santoro et al. (16) et Leifert et al. (18) les différences inférieures à 0,5mm peuvent être considérée comme cliniquement insignifiantes. Une petite distance allant jusqu'à 0,5 mm peut inclure l'erreur de l'opérateur et peut donc être considérée comme cliniquement acceptable.

De plus, pour Tomassetti et al. (18) et Wiranto et al. (19) seules les différences supérieures à 1,5 mm sont considérées comme cliniquement significatives. Cela peut être vrai dans certains cas, cependant si l'on souhaite utiliser ces modèles numériques plus loin pour la production d'appareils, ce seuil peut être trop élevé. On pourrait donc vouloir garder ces différences au minimum.

L'utilisation de modèles numériques peut conduire à de nombreux avantages dans la pratique quotidienne de l'orthodontie. Les moulages peuvent être facilement stockés, récupérés et partagés, ce qui améliore la communication et le partage des données avec les laboratoires d'orthodontie et d'autres acteurs dans les cas pluridisciplinaires.

Les mesures prises à partir des fichiers numériques sont exactes et reproductibles rendant ce type de dossier susceptible de devenir rapidement la normalité de planification de traitement en orthodontie. Bien que certaines mesures de modèles numériques soient différentes de celles obtenues à partir de modèles traditionnels, (fonctions des scanners utilisés) les modèles virtuels à partir de la numérisation de modèle en plâtre ou d'empreintes d'alginat sont fiables et suffisamment précis pour le diagnostic orthodontique et la planification du traitement.

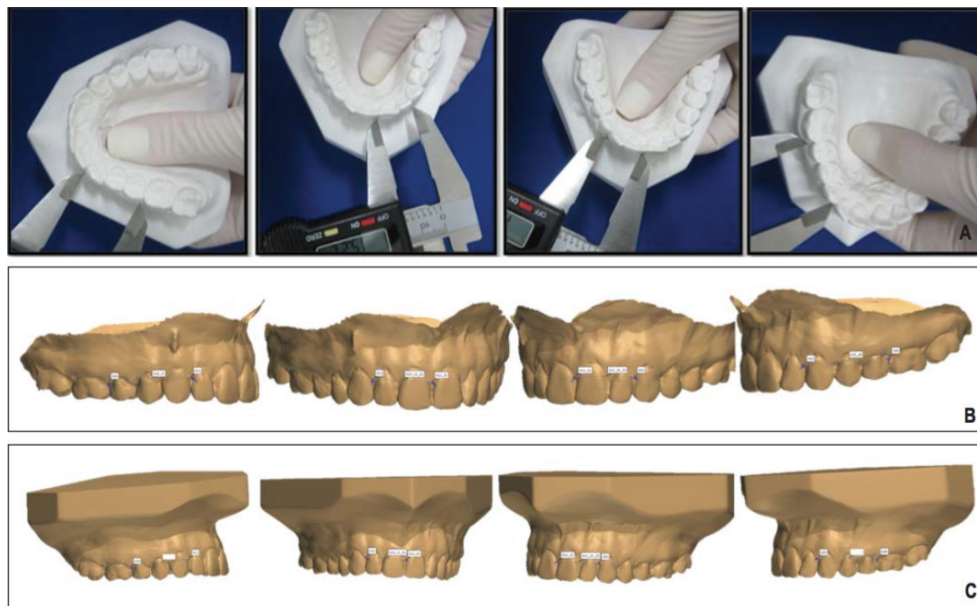


Figure 16 Mesures sur différents modèles : A modèle en plâtre, B modèle issu de la numérisation d'une empreinte, C modèle issu de la numérisation d'un modèle en plâtre

3. Revue systématique des mesures sur modèle numérique

Plusieurs auteurs ont étudié la validité et la fiabilité des modèles numériques. Il faut préciser que, dans la majorité de ces études, les modèles numériques analysés étaient acquis par scans d'empreintes conventionnelles ou de modèles en plâtre.

Les résultats des trois revues systématiques Fleming et al 2011 (20), Luu et al 2012 (21), Rossini et al 2016 (22) publiées sur le sujet seront détaillés dans le paragraphe suivant.

Flemming et al. en 2011 (20) ont réalisé une revue systématique des modèles d'étude numérique versus plâtre. 283 articles ont été identifiés, mais seulement 17 études ont été signalées avec une précision suffisante pour être incluses dans l'examen. Un degré élevé de validité a été trouvé entre les deux méthodes.

Pour analyser la validité des modèles numériques, les modèles en plâtre ont été choisis comme référence dans cette revue. En effet la mesure directe est effectuée sur les modèles de plâtre avec des règles ou des pieds à coulisse à des fins de recherche. Cependant, la mesure directe sur les modèles de plâtre est forcément associée à un certain degré d'imprécision. Afin de produire un gold standard, les chercheurs ont produit des modèles artificiels permettant une mesure plus précise.

En général, les modèles numériques ont montré un degré élevé de précision en utilisant cette technique. Une grande partie de l'erreur de la technique de mesure réside probablement dans l'identification de points plutôt que dans une fonction du dispositif de mesure ou du logiciel.

Par conséquent, grâce à l'amélioration des techniques de superposition numérique directe et à la reconnaissance numérique de points, la modélisation numérique peut remplacer les modèles de plâtre en tant que gold standard.

Dans l'ensemble, l'écart moyen entre les mesures était faible et dans toutes les études les différences ont été considérées comme cliniquement insignifiantes. Sur les modèles numériques il est possible de mesurer la position des dents en trois dimensions. La mesure de l'inclinaison des dents individuelles sur les modèles en plâtre n'est pas fiable. Cependant, les modèles numériques peuvent être manipulés et sectionnés sur un axe de coupe. Cela permet d'analyser des dents spécifiques et permet d'estimer la position de l'axe dentaire. De plus, une cartographie tridimensionnelle du mouvement dentaire peut être possible en superposant les changements dentaires sur des structures de référence stables. Les avantages des modèles numériques en comparaison au modèle en plâtre sont la validité, l'efficacité et la facilité des mesures linéaires et angulaires.

Une deuxième revue systématique a été publiée en 2012 par Luu et collaborateurs (21) pour analyser la validité et la fiabilité des mesures, cette fois-ci uniquement quantitatives et linéaires, faites sur des modèles numériques en comparaison à celles obtenues sur des modèles en plâtre.

Dix-sept articles ont été inclus : 9 avaient déjà été retenus dans la précédente revue systématique de 2010 de Fleming et collaborateurs, 8 autres articles ont également été sélectionnés.

Les conclusions de cette revue systématique étaient :

- la fiabilité et la validité des mesures linéaires prises sur les modèles numériques étaient élevées et similaires à celles obtenues sur les modèles en plâtre ;
- les différences moyennes observées entre les mesures prises sur les modèles numériques et celles prises sur les modèles en plâtre étaient cliniquement non significatives. Toutefois, il y avait une divergence plus importante entre les mesures prises sur les modèles numériques et celles prises sur les modèles en plâtre lorsque les mesures linéaires étaient prises avec plus de deux points de repère, du fait de la répétition des mesures ;
- le type d'acquisition des modèles numériques, par scans laser ou par CBCT, n'influe pas sur la fiabilité et la validité des mesures linéaires

- obtenues ;
- les modèles numériques étaient cliniquement acceptables pour la prise de mesures linéaires.

Enfin, une dernière revue systématique a été publiée récemment, en février 2016, par Rossini et collaborateurs (22). Trente-cinq articles ont été sélectionnés, parmi lesquels la majorité de ceux inclus dans les deux revues systématiques précédentes (seuls 5 articles issus de la revue systématique de Luu et collaborateurs n'ont pas été inclus).

Quinze articles supplémentaires ont été retenus pour cette revue systématique : 14 publiés après les deux premières revues systématiques et une autre, publiée en 2010 jusque-là non mentionnée.

Dans la plupart des études, aucune différence significative n'était observée sur l'ensemble des paramètres analysés entre les mesures prises sur les modèles numériques et celles prises sur les modèles en plâtre.

Cependant, des différences statistiquement significatives ont parfois été observées pour les paramètres suivants : distance inter-premières molaires et inter-secondes molaires mandibulaires, périmètre d'arcade, indice de Bolton, torque, tip et rotation. Malgré cela, ces différences restaient faibles et cliniquement acceptables. Les notions d'alignement et de contacts occlusaux étaient les paramètres les plus divergents.

Cette revue systématique a donc permis de conclure à :

- une grande fiabilité et une grande reproductibilité des mesures prises sur des modèles numériques ;
- l'absence de différence cliniquement significative entre les mesures prises sur des modèles numériques et celles prises sur des modèles en plâtre ;

Les auteurs ont donc conclu que les modèles numériques étaient aussi fiables que les modèles en plâtre traditionnel.

Les trois revues systématiques ont permis de mettre en évidence la fiabilité et la précision des modèles numériques.

Toutefois, ces études portant quasi exclusivement sur des modèles numériques obtenus par scans d'empreintes conventionnelles ou de modèles en plâtre, il est nécessaire de s'intéresser à la validité des modèles numériques obtenus par empreinte optique et par CBCT.

Concernant la précision et fiabilité des modèles numériques acquis par empreinte optique plusieurs articles ont étudié la fiabilité et la précision des modèles numériques obtenus par empreintes optiques réalisées avec différents dispositifs de scanner intra-oral.

En 2013, 2 études, Wiranto et al (19) et Naidu et al (23) ont comparé les valeurs de diamètres mésio-distaux prises sur des modèles numériques à celles prises sur des modèles en plâtre avec un pied à coulisse digital. Une différence significative a été retrouvée pour l'indice de BOLTON dans ces deux articles.

En revanche, aucune différence significative n'a été retrouvée pour le diamètre des dents dans l'étude de Wiranto et collaborateurs, contrairement à celle de Naidu et al.

Quant à l'étude d'Akyalcin et al (24), dont les empreintes conventionnelles et numériques ont été prises sur des crânes secs, elle a montré un accord quasi-parfait

(ICC, 0,91 à 0,99) entre les mesures faites sur les modèles en plâtre et celles faites sur les modèles numériques.

Les auteurs de ces différentes études s'accordent donc sur le fait que les différences observées ne sont pas cliniquement significatives et que les modèles numériques obtenus par empreinte optique sont suffisamment précis pour permettre de faire des mesures fiables.

La même année, Flügge et collaborateurs en 2013 (25) ont publié un article sur les modèles numériques acquis par iTero®. Le but de cette étude était de comparer la précision des modèles numériques obtenus par empreinte optique avec iTero® à ceux obtenus par scans des modèles en plâtre avec iTero® et ceux obtenus par scans des modèles en plâtre avec le scanner D250® de 3Shape.

Pour cela, 10 empreintes optiques ont été réalisées avec iTero® sur un même patient ainsi qu'une paire d'empreintes en silicone secondairement coulées en plâtre. Les modèles en plâtre obtenus ont ensuite été scannés 10 fois par iTero® et 10 fois par le scanner D250®.

Les 10 modèles obtenus dans chaque groupe ont ensuite été superposés pour étudier leur reproductibilité, puis les 3 méthodes ont été comparées entre elles pour vérifier la concordance de leurs résultats.

Les conclusions de cette étude étaient que :

- les modèles numériques les plus précis étaient obtenus par le biais du scanner de modèles en plâtre D250® ;
- les modèles numériques obtenus par empreinte optique intra-buccale avec iTero® étaient moins précis que ceux obtenus par scans des modèles en plâtre avec iTero®, suggérant que les conditions intra-buccales (salive, accès limité...) contribuaient à l'imprécision de l'acquisition ;
- les modèles numériques acquis par iTero® étaient toutefois cliniquement acceptables.

Plusieurs articles ont étudié la qualité et la fiabilité des modèles numériques acquis par CBCT en les comparant avec des modèles numériques acquis par scans d'empreintes conventionnelles.

Kau et collaborateurs en 2010 (26) ont comparé, au sein d'une cohorte de 30 patients, les mesures de surplomb et de recouvrement obtenues sur ces deux types de modèles numériques. Aucune différence statistiquement significative n'avait été retrouvée.

Quant à Tarazona et collaborateurs en 2012 (27), ils ont mené une étude similaire sur 50 patients portant cette fois-ci sur l'indice de BOLTON. Des différences statistiquement significatives mais cliniquement acceptables avaient été observées.

Lighthouse et collaborateurs en 2012 (28) ont comparé 30 modèles numériques acquis par CBCT à ceux obtenus par scans d'empreintes à l'alginat en effectuant des mesures linéaires mais également en les superposant. L'analyse de surface à surface avait montré une bonne similitude entre les deux types de modèles numériques. Concernant les mesures linéaires étudiées, les différences moyennes obtenues étaient cliniquement acceptables.

Enfin, De Waard et collaborateurs en 2014 (29) , ont comparé les mesures de diamètres mésio-distaux prises sur des modèles numériques acquis par CBCT mais également réalisées directement sur les images radiographiques à celles obtenues sur des modèles numériques issus d'empreintes conventionnelles. Des différences statistiquement significatives, mais cliniquement acceptables, avaient été observées entre les mesures prises directement sur les images de CBCT et celles obtenues sur les modèles numériques issus d'une empreinte ; ainsi qu'entre les mesures faites sur les deux types de modèles numériques.

C. Planification numérique

1. Set-up traditionnel

Un set up est la visualisation d'une situation post thérapeutique possible. Il suffit de découper les dents et de les remonter dans une situation finale optimale. Le set up en plâtre est réalisé par le prothésiste qui découpe les dents puis les repositionne dans la cire. Grâce à cette simulation, des objectifs thérapeutiques potentiels peuvent être évalués comme la réalisation d'extraction ou de réductions inter proximales. (2)

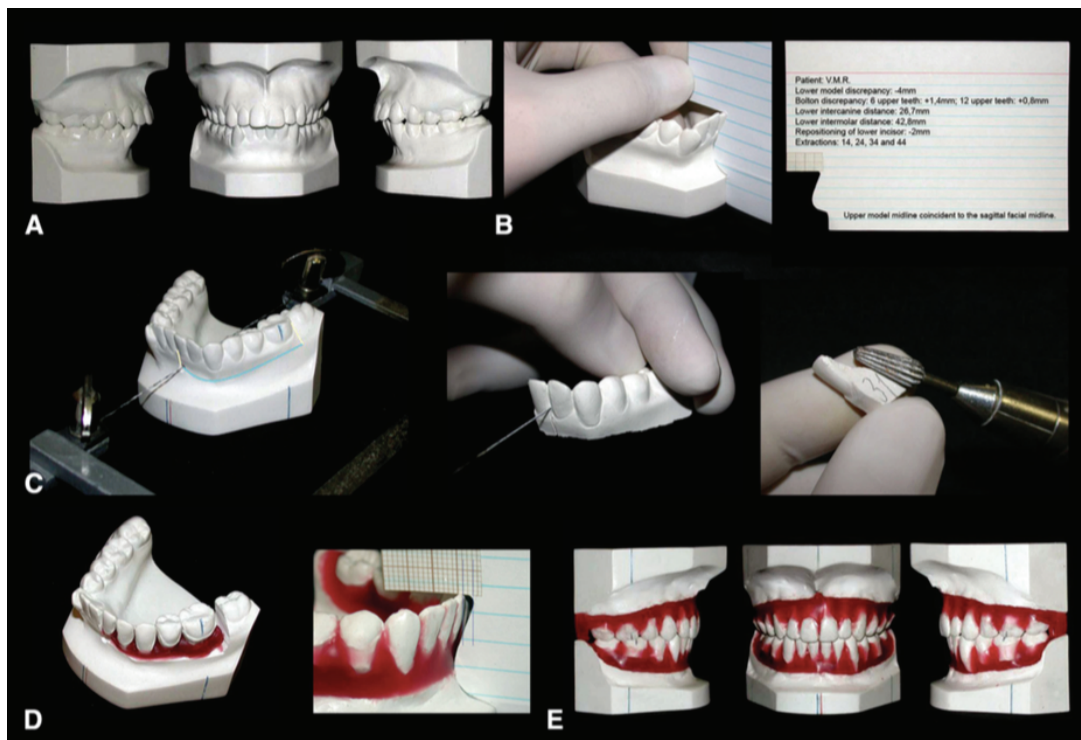


Figure 17 Elaboration d'un set up – A Modèle initial –B Trait de coupe – C Découpe à la scie et détourage – D Positionnement des dents dans la cire – E Finitions en inter arcade

La première étape du set-up orthodontique est l'obtention d'un duplicata du modèle de malocclusion et sa préparation.

En effet, avant la découpe des dents et leur remontage, il faut :

- marquer la position initiale du ou des milieu(x) inter-incisif(s) (en cas de déviation la première étape du set-up orthodontique est l'obtention d'un duplicata du modèle de malocclusion et sa préparation)
- marquer la position initiale des premières molaires afin d'évaluer une fois le set-up terminé les mouvements à effectuer
- indiquer le milieu inter-incisif à respecter au moment du montage des dents si une modification est nécessaire d'après les données cliniques
- enregistrer la forme d'arcade mandibulaire si celle-ci doit être conservée au moment du montage des dents
- enregistrer la position initiale de l'incisive mandibulaire à l'aide d'une clé en silicone
- faire une clé d'enregistrement postérieure en silicone pour maintenir la dimension verticale au moment du montage des dents
- numéroter les dents sur leur face linguale ou palatine avant de les couper pour éviter de les confondre au moment du montage.

Une fois le modèle préparé, la découpe des dents peut être réalisée :

- faire une limite à environ 5 mm de la zone cervicale
- découper les dents une à une en préservant leur diamètre mésio-distal
- préparer les dents avant leur repositionnement sur le set-up (fraisage de la limite dento-gingivale et confection de rétentions). Pour faciliter le montage, la découpe et le positionnement des dents, le set-up se fait généralement par quadrant. Pour maintenir la dimension verticale, les deuxièmes molaires sont laissées en place dans un premier temps. Il est possible de mesurer le diamètre mésio-distal de chaque dent avant et après découpe afin de vérifier qu'il n'y a pas eu de taillage intempestif.

Le montage des dents peut ensuite être entrepris :

- commencer par positionner l'incisive mandibulaire en fonction des modifications éventuellement souhaitées à l'aide de la clé incisive réalisée (ingression, égression, torque, avancée, recul).

positionner le reste des dents en respectant la forme d'arcade choisie et l'alignement des sillons et des crêtes marginales. Une fois le premier quadrant mandibulaire terminé, on réalise le quadrant maxillaire antagoniste en assurant la meilleure intercuspidation possible et en maintenant les dimensions transversale et verticale. Le deuxième côté est ensuite construit de la même façon. Dès que le montage des dents de premières molaires à premières molaires est terminé et que la dimension verticale est respectée, les deuxièmes molaires peuvent être à leur tour découpées et repositionnées. On obtient alors le set-up final. (2)

Harold Kesling en 1956 a commencé à utiliser les set-up pour ses finitions de traitement d'orthodontie afin de fabriquer un positionneur dentaire. Le positionneur lui permettait de maintenir les relations sagittales tout en perfectionnant les rapports d'intercuspidation. Puis il s'en est servi pour le diagnostic orthodontique et la planification du traitement. (30) Au cours du temps la réalisation des set-up a été améliorée et notamment avec la position de l'incisive inférieure donnée par la planification céphalométrique. (31)

2. Set-up numérique

Les logiciels de visualisation des moulages comme Ortho Analyzer® de 3shape® permettent de faire des sets up numériques. Le set up numérique est réalisé sur les mêmes principes que le set up manuel.

Cependant il présente l'avantage que chaque modification peut être conservée contrairement au set up en plâtre dont les modifications sont irréversibles. Le fichier est envoyé rapidement et facilement par internet et le praticien peut directement le modifier comme c'est le cas avec Ortho Analyzer®. Il existe également des laboratoires où les set-up ne sont pas modifiables directement par le praticien comme Suresmile Fusion® mais il y a une assistance technique qui est mise en place.

La réalisation d'un set-up numérique prend moins de temps que celle d'un set-up traditionnel. Pour la planification virtuelle, il n'y a pas de découpe réelle du plâtre ou le positionnement correct des dents dans la cire. La procédure numérique de séparation des couronnes dentaires permet de gagner en précision par rapport au set-up standard. En effet la coupe du plâtre fait perdre de la structure dentaire. Les dents virtuelles sont coupées du modèle par des techniques de segmentation virtuelle. Dans le logiciel Ortho Analyzer® de 3Shape®, le processus de segmentation commence par le marquage du point mésial et distal sur chaque dent. Ensuite le logiciel trace une ligne de segmentation dans la hauteur gingivale. Le processus fonctionne en semi-automatique mais les lignes de segmentation doivent être validées manuellement. Puis le logiciel sépare les couronnes dentaires de la gencive et définit les contacts inter-proximaux.

Le processus long du travail de la cire nécessaire pour les set-up manuels n'est pas nécessaire pour les set-up virtuels. Dans le set-up en plâtre la forme de l'arcade dentaire est élaborée à partir de formes pré établies ou à l'aide d'un fil de laiton. Dans la planification numérique la forme d'arcade est individualisée en utilisant des outils logiciels.

Les changements dentaires peuvent être évalués sur le plâtre en comparant le modèle original au modèle du set-up. Les modèles numériques peuvent être superposés avec un code couleur afin de comparer la position initiale à la position finale. (31)

A présent le patient peut plus facilement pré visualiser son traitement orthodontique grâce à un set up digitalisé. L'orthodontiste et le patient peuvent visualiser et quantifier tous les mouvements dentaires qui sont réalisés dans la configuration virtuelle.

Ainsi la décision d'extraire prise par le spécialiste peut être mieux évaluée et comprise par le patient. Il est également possible de réaliser une vidéo de simulation montrant les mouvements dentaires planifiés. Avec plusieurs set-up numériques plusieurs plans de traitement peuvent ainsi être proposés.

Cette configuration numérique facilite la communication entre l'orthodontiste, son patient et les professionnels de santé. Un cabinet qui dispose de modèles numériques peut tout à fait montrer à tous ses patients une pré visualisation du résultat attendu.

Une banalisation des sets up numériques est tout à fait possible. Cependant il y a des risques avec des doléances possibles si le résultat diffère. Les attentes du patient peuvent aussi augmenter et il peut devenir plus pointilleux. Il faut bien lui faire comprendre que les dents ne bougent pas exactement comme sur le logiciel. L'ordinateur est une machine, l'homme une entité biologique. Les mouvements dentaires ont des limites biologiques. Les mouvements réalisés sur l'ordinateur sont

illimités. (32)

Trop de compression ou d'expansion des arcades dentaires comme prévu dans la simulation numérique peuvent entraîner des résultats non stables dans le temps et des déhiscences parodontales. Toutes les planifications doivent être basées sur des principes biologiques. Un technicien dentaire qualifié peut faire une simulation virtuelle initiale mais l'orthodontiste vérifie et apporte les modifications nécessaires. (33)

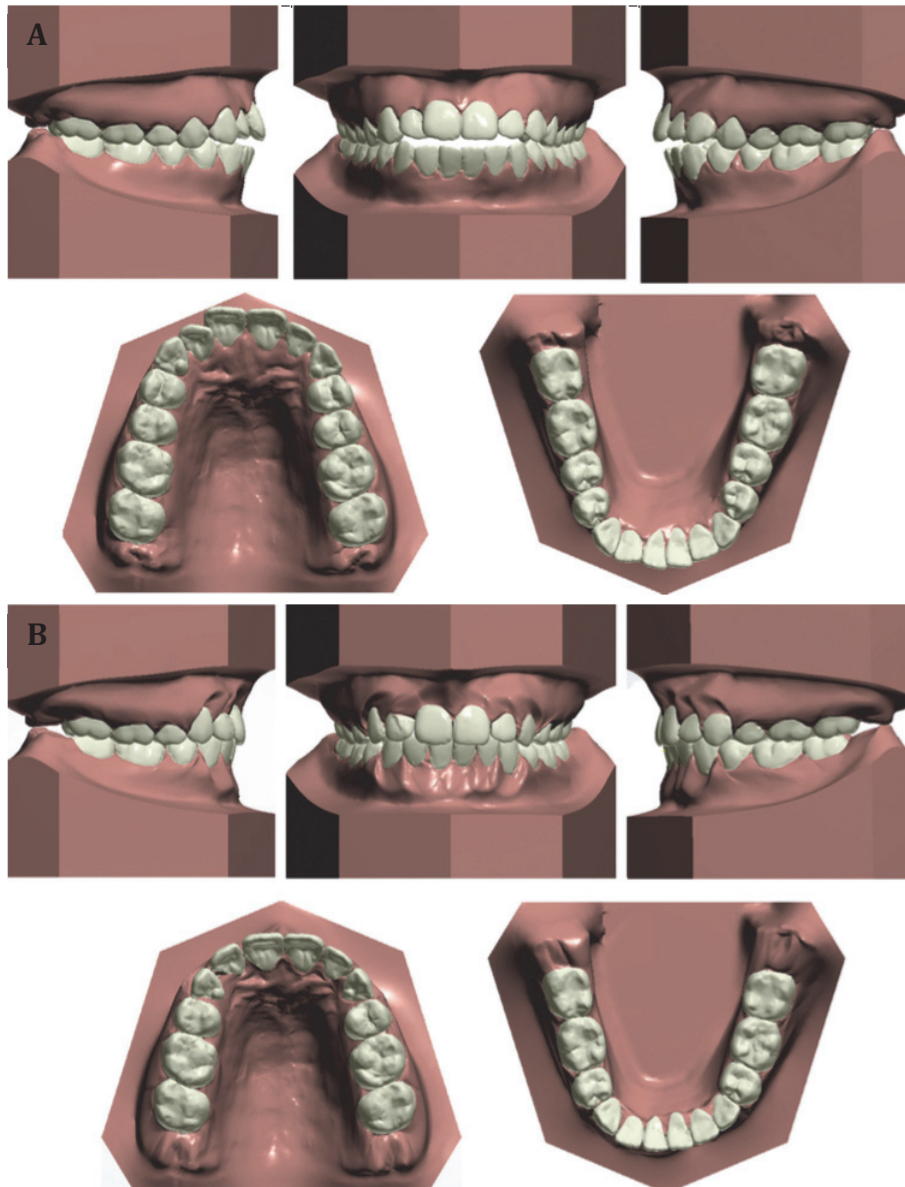


Figure 18 Set up numérique - A Modèles numérique - B Set-up numérique

Tableau comparatif des set-up (32)

Set-up traditionnel	Set-up numérique
Plus de temps d'élaboration	Moins de temps d'élaboration
Difficile à dupliquer	Facile à dupliquer
Forme d'arcade dentaire industrialisée	Forme d'arcade dentaire individualisée
Besoin de références dentaires et faciales	Références numériques et quantification des mouvements dentaires
Comparaison physique avec le modèle initial	Comparaison par superposition numérique
Une seule simulation de chaque modèle	Plusieurs simulations sur le même modèle
Analyse orthodontique conventionnelle	Analyse facilitée par des logiciels
Besoin d'espace de stockage	Stockage numérique + copie dans le Cloud
Détérioration dans le temps	Sauvegarde numérique simple en gardant la même qualité
Difficulté de partager des informations diagnostiques et thérapeutiques avec d'autres professionnels	Transfert et partage facile des modèles par internet
Utilisation unique pour la planification du traitement	Utilisé également pour la conception d'appareils personnalisés, la progression du traitement et le résultat
Difficulté de reproduire la même configuration	Possibilité de reproduire la même configuration selon les enregistrements prédéterminés des mouvements
Cone Beam Computer Tomography (CBCT) ne peut pas être combiné avec les modèles en plâtre	CBCT peut être combiné avec les modèles numériques

Les modèles numériques peuvent aussi être utilisés pour simuler les plans de traitements chirurgicaux ou orthopédiques. Une image numérique peut être fragmentée en plusieurs segments qui constituent la base de la création des set-up numériques. Le principe de segmentation repère les couronnes dentaires des modèles 3D et reconstruit par des algorithmes une occlusion fonctionnelle. (31)

Joon Im et ses collaborateurs ont réalisé une étude afin de comparer les set-up manuels et numériques dans les cas d'extraction. Les set-up manuels et numériques

aboutissent à des mesures similaires en intra arcade et inter arcade. (34)

L'étude de Rheude et al. en 2005 (35) a comparé la planification des traitements de 30 cas sur les modèles en plâtre et numériques. Le remplacement du plâtre par des modèles numériques a entraîné des changements de diagnostic de 13%, traduisant une altération du plan de traitement dans seulement 6% des cas. Cette discordance est en accord avec la recherche mettant en évidence les différents plans de traitement orthodontique propre à chaque clinicien. Une autre étude a concerné une vingtaine d'orthodontiste qui ont évalué dix cas de classe II en utilisant des modèles en plâtre et numérique. Les statistiques montrent un bon accord pour les plans de traitement et suggèrent que les modèles numériques sont aussi fiables que les modèles en plâtre pour la planification du traitement. (36)

En 2016, la littérature compare les set-up digitaux aux set-up manuels. Ils sont aussi performants et précis et ils constituent un véritable outil diagnostique et thérapeutique. (32)

3. Superposition set-up et radiographie numérique

Un CBCT (Cone Beam Computer Tomography) donne des fichiers DICOM (Digital Imaging and Communication in Medicine) qui peuvent être convertis en format STL. Il est possible de superposer un scanner intra oral et un Cone Beam afin de visualiser sur une même image 3D les dents (couronne + racine) et l'os alvéolaire. Il n'est plus indispensable de se référer à des moyennes céphalométriques pour le diagnostic car la position des dents dans l'os est objectivée. Il est également possible d'incorporer les modèles numériques dans un articulateur pour regarder les fonctions de guidage. En réalité on crée un modèle maxillo-dentaire intégré qui nécessite un temps de travail assez important et une bonne manipulation des logiciels informatiques. (37)

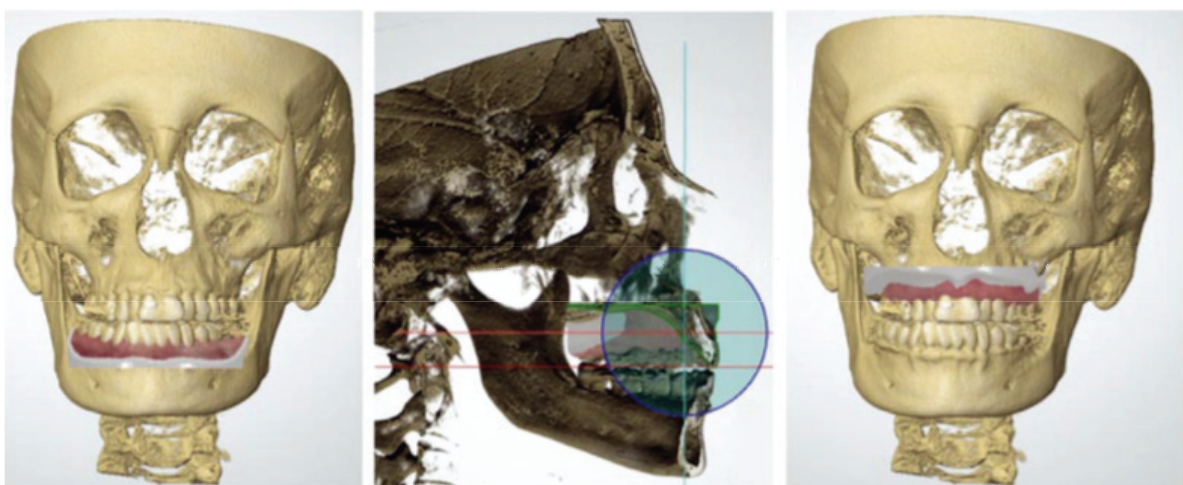


Figure 19 Superposition de modèles numériques issus d'une empreinte optique et d'un CBCT

La superposition du Cone Beam et du moulage aide à la planification du traitement

en cas de chirurgie orthognathique. Avant les orthodontistes devaient faire des diagnostics et prendre des décisions sur la thérapeutique en accordant une attention particulière aux racines et à leur environnement parodontal. Le système de visualisation des racines est utile pour observer les relations entre les racines et l'os alvéolaire avant de commencer un traitement d'orthodontie où lors d'une réévaluation. (37)

Macchi et al en 2006 (38) ont mis au point une méthode à l'aide d'un scanner (Computer Tomography Scan) pour représenter la reconstruction 3D du maxillaire, de la mandibule et du set-up numérique avec les racines individuelles.

Cependant le scanner est trop irradiant, son coût est élevé et il présente une faible résolution verticale. Ainsi l'orthodontiste peut évaluer diverses options thérapeutiques en fonction des structures cranio-faciales et surveiller les changements au cours du traitement.

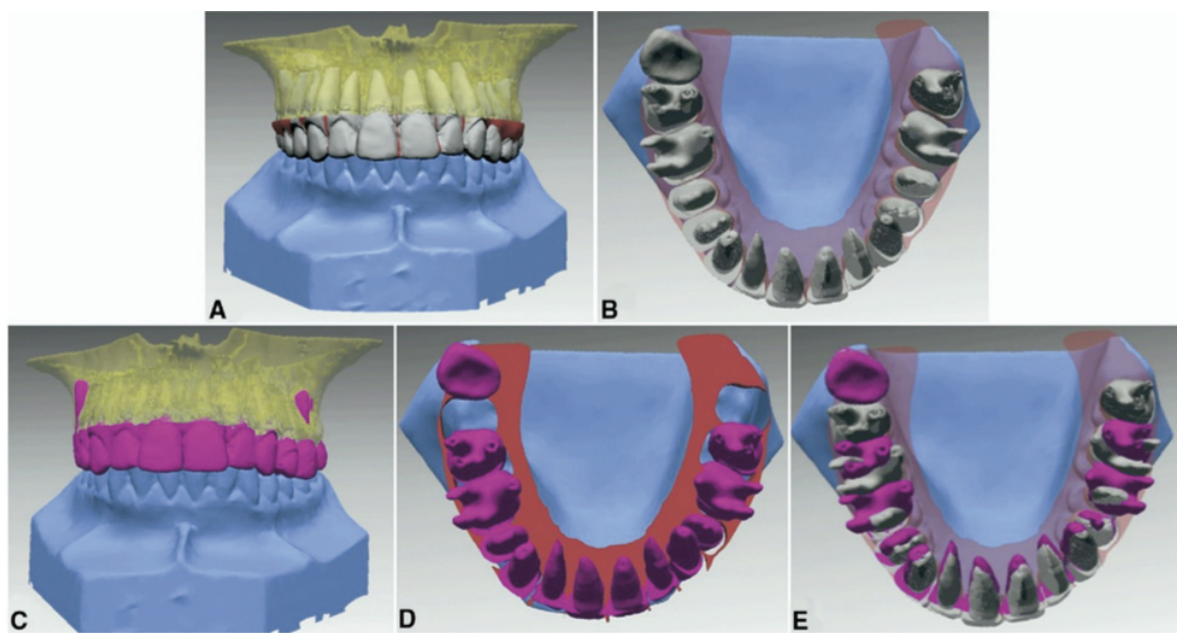


Figure 20 Superposition 3D des racines à partir d'un scanner – A/B Modèle numérique – C/D Set-up – E Superposition

Les Cone Beam sont de plus en plus utilisés en dentisterie afin d'obtenir des images 3D et la dose est considérablement plus faible. De plus le coût de l'appareil est moins élevé et la durée d'acquisition est plus courte. (39)

L'étude de Kihara et al. en 2012 était d'évaluer la reproductibilité de la superposition d'un set-up numérique et des racines dentaires à partir d'un CBCT. (40) Les modèles tridimensionnels issues du CBCT ont été superposés sur les couronnes des dents issues du modèle numérique (correspondance surface surface). La couronne de chaque dent a été utilisée comme indice de superposition.

Les modèles issus du CBCT reproduisent avec précision l'anatomie dentaire. Ainsi il est possible de visualiser les racines des dents et la méthode apporte une reproductibilité suffisante. L'orthodontiste peut facilement observer la relation entre les racines et l'os. Via ce système il peut vérifier le parallélisme de l'axe des dents pendant le traitement sans réaliser un nouveau Cone Beam. En effet il lui suffira d'avoir un modèle numérique de réévaluation pour l'intégrer aux données 3D des racines des dents.

D. Thérapeutique numérique

1. Traitement par gouttière

Le set-up numérique peut être partitionné en sous étapes de traitement. Chaque étape sera imprimée et thermoformée afin de réaliser un aligneur.

Invisalign® (Align Technology) est la première compagnie qui a fabriqué des appareils à partir d'un set up numérique (1997). Invisalign® utilise la configuration numérique pour la planification des traitements et la fabrication des appareils selon les instructions de l'orthodontiste. Par la suite, le plan de traitement, avec la configuration numérique, est envoyé à l'orthodontiste pour approbation.

Le logiciel utilisé est le Clincheck® et il affiche les mouvements dentaires prévus jusqu'à atteindre les objectifs finaux. Ces éléments sont utilisés pour la fabrication des gouttières individuelles.

Les aligneurs sont portés 22H/24H, et corrigent les mouvements dentaires jusqu'à 0,3mm. Ils sont changés toutes les deux semaines. Des accessoires supplémentaires pour faciliter les mouvements avec plus de précision sont collés sur les dents, il s'agit de taquet en résine composite (Precision Cuts, Precision Bite Ramps, Smart Force Attachments...). Ils sont prévus lors du Clincheck® pour la correction de rotations, l'expression du torque ou des mouvements dentaires d'ingression et d'égression.

La position finale du Clincheck® est la situation numérique du résultat prévu en fin de traitement.

Quand l'orthodontiste a approuvé le plan de traitement, les aligneurs seront fabriqués de sorte que les mouvements visibles sur l'écran de l'ordinateur puissent être transférés cliniquement au patient.

Les images informatiques sont converties en modèles physiques en utilisant un processus appelé SLA stéréolithographie. Il s'agit du passage du fichier numérique à l'objet par l'utilisation d'une imprimante 3D. Elle utilise un réservoir rempli de photopolymères liquides qui sont solidifiés par photo-polymérisation. (41)

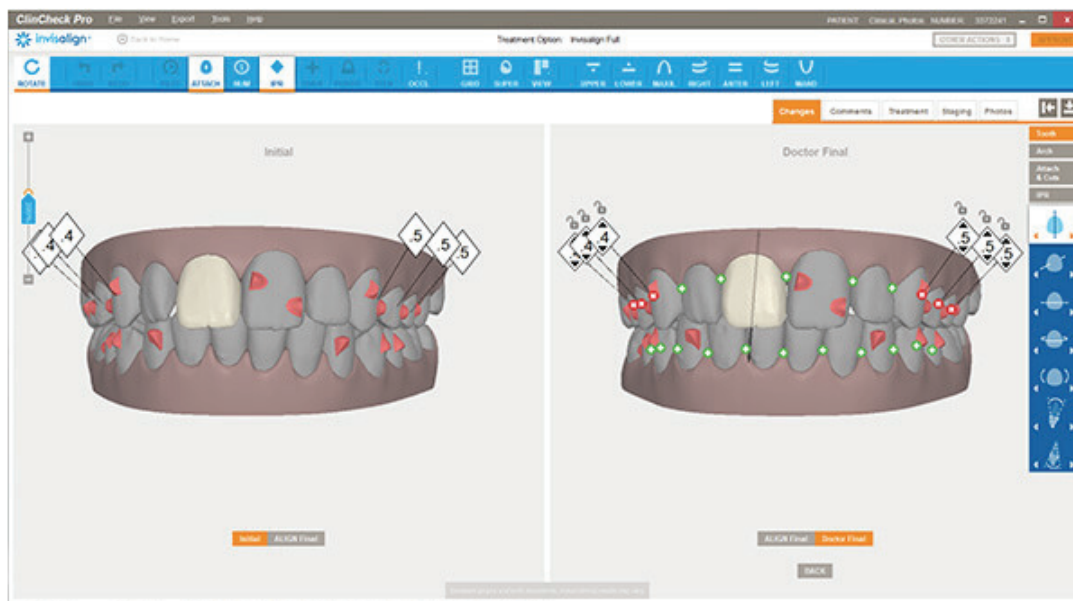


Figure 21 Clincheck® modèle initial et fin de traitement

Une étude de Nguyen et Cheng en 2006 (42) a évalué l'efficacité des gouttières pour les rotations canines et prémolaires. Les modèles virtuels ont été superposés (modèle de fin du Clincheck® et modèle de fin du traitement) au logiciel de superposition de Align Technology : ToothMeasure.

Les résultats de leur étude ont révélé que la correction de la rotation canine et prémolaire n'était que de 39%.

Les objectifs de traitement ne sont pas forcément atteints avec la série initiale de gouttière et il faut faire une réévaluation avec des nouvelles empreintes, un nouveau Clincheck® et une deuxième série de gouttière.

Kravitz et al. en 2008 (43) ont réalisé une étude clinique similaire sur la rotation des canines avec Invisalign®. L'échantillon était constitué de 31 patients avec 53 canines en rotation (30 maxillaires et 20 mandibulaires). A l'aide de ToothMeasure, le modèle virtuel de la position prédictive de la dent finale a été superposé au modèle numérique post traitement.

La précision moyenne de la rotation de la canine était de 35,8% et uniquement 15 des 53 canines ont obtenu une précision de rotation supérieure à 50%. Ces résultats sont en accord avec les conclusions de Nguyen et Cheng et vérifient la difficulté de corriger la rotation des canines avec le système Invisalign®. L'orthodontiste peut alors mettre en place dans un premier temps un autre système pour déroter les canines puis passer aux aligneurs pour corriger les mouvements plus prévisibles.

Kravitz et al. en 2009 (44) ont réalisé une étude clinique prospective afin d'évaluer l'efficacité du mouvement dentaire avec les gouttières en polyuréthane d'Invisalign®. La quantité de mouvement prévue par le Clincheck® a été comparée à la quantité obtenue en fin de traitement. Le mouvement des dents est évalué sur ToothMeasure en regardant l'expansion, la contraction, l'ingression, l'égression, les rotations, les mouvements mésio-distal, vestibulo-palatin et vestibulo-lingual. La précision moyenne du mouvement dentaire était de 41%. Malgré la précision moyenne basse, un quart de tous les mouvements dentaires avait une précision de plus de 70% et tous les mouvements dentaires présentaient des écarts types importants. Le mouvement le plus précis était la contraction de l'arcade mandibulaire (47,1%). Le mouvement le moins précis était l'égression (29,6%). Les canines ont atteint environ un tiers de la rotation prévue. A l'exception de la rotation canine, aucune dent n'était sensiblement moins précise pour la réalisation des mouvements. Aucune différence statistiquement significative n'a été observée entre les dents maxillaires et mandibulaires du même type. Ces résultats suggèrent qu'il y a encore beaucoup à apprendre sur l'efficacité et la biomécanique par système de gouttières. Les praticiens qui l'utilisent doivent connaître les limites de ce système. Proposer une orthodontie de qualité, quel que soit le moyen de traitement est la seule façon d'être efficace et non iatrogène pour le patient.

Une revue systématique a été publiée en 2015 par Rossini et collaborateurs (45) dans laquelle était exposée l'efficacité du système Invisalign® en fonction des mouvements analysés.

Onze articles ont été sélectionnés pour cette revue dont ceux de Kravitz et collaborateurs, cités précédemment (43, 44). Quatre études étaient rétrospectives non randomisées, cinq étaient prospectives non randomisées et seulement deux étaient prospectives randomisées. Le faible niveau de preuve de ces études ne permettait donc pas de faire des conclusions probantes.

Cependant, il semble que les aligneurs étaient efficaces pour :

- aligner et niveler les arcades dentaires ;
- contrôler les mouvements d'ingression antérieure ;
- contrôler le torque postérieur ;
- réaliser des distalisations molaires de l'ordre de 1,5mm.

En revanche, ils étaient inefficaces pour :

- contrôler les mouvements d'égression antérieure ;
- contrôler le torque antérieur ;
- contrôler, seuls, des rotations, en particulier au niveau des canines.

Afin d'améliorer la prédictibilité de certains mouvements orthodontiques, les auteurs ont donc recommandé d'utiliser des auxiliaires de traitement (taquets, boutons, élastiques inter- maxillaires...)

En 2014, Buschang et collaborateurs (46) ont mené une étude sur l'efficacité d'un traitement Invisalign® comparé à un traitement classique par multi-attaches.

Pour cela, ils ont analysé le déroulé du traitement de 150 patients traités par Invisalign® et de 150 patients traités par multi-attaches présentant une malocclusion similaire (Classe I canine et molaire avec un encombrement mandibulaire inférieur ou égal à 5 mm).

Cette étude a montré qu'en comparaison aux traitements par multi-attaches, les traitements Invisalign® requéraient :

- une durée de traitement significativement moins longue : 11,5 mois pour un traitement Invisalign® contre 17 mois pour un traitement par multi-attaches, soit 5,5 mois de moins ;
- moins de visites : 8 visites au total par traitement Invisalign® contre 12 visites par traitement multi-attaches, soit 4 visites de moins en moyenne (en partie dû au fait qu'il y avait significativement moins de visite d'urgence avec Invisalign®).

Concernant le temps de travail au fauteuil, celui-ci était moins important sur l'ensemble de la durée du traitement (50 % de moins en moyenne) pour les traitements Invisalign®. Cela s'expliquait par le nombre moins important de visites, mais aussi par un temps passé au fauteuil plus court pour les rendez-vous de suivi, d'urgence et de fin de traitement.

En revanche, le temps global de la consultation par rendez-vous (temps passé par le patient en salle de consultation) sur l'ensemble de la durée du traitement était plus important avec Invisalign®. Cela s'expliquait par un temps global de consultation plus important pour chacun des rendez-vous, excepté ceux de début de traitement. Cette différence était, de plus, sous-estimée car elle ne prenait pas en compte la durée nécessaire à l'évaluation, la modification et la validation du ClinCheck®, comme indiqué dans la discussion par les auteurs.

Cet article a également étudié la rentabilité des traitements Invisalign®. Les coûts d'un traitement par Invisalign® étaient significativement plus importants que ceux d'un traitement par multi-attaches, et ce type de traitement s'avérait donc souvent moins rentable. Cependant, il est important de prendre en considération que le temps passé au fauteuil était moitié moins important avec Invisalign® d'après les conclusions de cette étude, ce qui tend à modérer ce propos.

Il existe d'autres commerciaux qui fabriquent des aligneurs comme Orthocaps® de RMO. Ce système est appelé TwinAligner® et il est similaire à celui d'Invisalign® en utilisant une série de gouttière sur mesure à l'aide d'une technologie CAD-CAM

(Computer Aided Desing & Manufacturing). Il diffère cependant car il existe deux types de gouttière une souple et fine pour le jour et une épaisse et rigide pour la nuit. De plus le laboratoire envoie pour 6 mois de gouttières afin de pouvoir faire une réévaluation. Si la correction des malpositions ne se produit pas comme prévue, le traitement pourra être ajusté. Une fois qu'il est décidé que le cas peut-être traité par aligneurs, il faut envoyer au laboratoire des empreintes ou un scan numérique avec les objectifs et la planification du traitement. Les techniciens simulent le plan de traitement sur iSetup®. L'orthodontiste analysera le résultat et donnera ses modifications avant de commander les gouttières. (47)



Figure 22 Système de gouttière TwinAligner®

2. Traitement par multi attache

Il y a plus de 40 ans Andrews a développé le concept de l'arc droit. Les brackets d'Andrews avaient des prescriptions spécifiques en fonction de chaque dent dans le premier, le deuxième et le troisième ordre. (48)

Le concept original a évolué afin d'améliorer les résultats et l'efficacité. A présent il existe une multitude de brackets avec chacun leur pré-informations et dans le but de raccourcir le nombre d'étapes d'alignements et de finitions. La clé de la réussite se trouve dans le positionnement du bracket, il doit être mis avec précision sur chaque dent de l'arcade afin d'éviter les erreurs de collage. L'erreur humaine et les variations anatomiques de la morphologie dentaire peuvent rendre la précision difficile.

Pour diminuer les erreurs de collage et le temps de fauteuil il y a eu le développement des plateaux de collage indirect fabriqués au laboratoire. L'objectif du collage indirect est de placer de manière simple et précise en extra oral sur un modèle en plâtre puis de transférer les brackets idéalement placés sur les dents du patient. (49)

Un des avantages du numériques est la réalisation du set-up pour le collage indirect. Cette solution est essentielle pour les appareils linguaux qui pour certains ont

toujours été réalisés avec des set-up (Incognito®). Afin de valider des options de traitement on peut aussi le réaliser pour le multi attache vestibulaire.

Des brackets standard d'une série scannée peuvent être positionnés sur les moulages d'études numériques ou sur le set up numérique. Ou bien des brackets customisés et adaptés à l'anatomie des dents peuvent positionnés sur la face linguale ou vestibulaire. Cette position peut être utilisée pour la construction des plateaux de collage en indirect. Les modèles dentaires avec les attaches sont imprimés et une gouttière de thermoformage est ensuite pressée. Il suffit ensuite de placer les attaches dans la gouttière.

Les logiciels récents peuvent même être utilisés pour imprimer directement la gouttière de collage indirect sans imprimer le modèle numérique. (32)

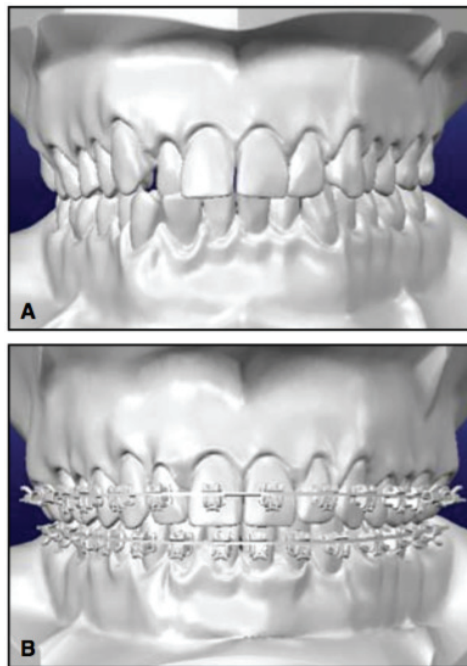


Figure 23 A. Modèle d'étude numérique Orthocad/ B. Set-up numérique et positionnement des brackets pour un collage indirect

Depuis les années 1980 avec l'essor du numérique la dentisterie se modernise pour diminuer les erreurs humaines grâce à la CFAO ou Conception Fabriquée Assistée par Ordinateur. L'utilisation dentaire de la CFAO s'est concentrée sur la prothèse fixée. (50)

Au cours des dernières années les applications dentaires se sont développées. Actuellement l'utilisation de la CFAO couvre toute l'orthodontie du diagnostic en passant par la planification jusqu'au traitement. L'objectif de l'utilisation de la CFAO en orthodontie est d'améliorer la reproductibilité, l'efficacité et la qualité des traitements. (51)

Il est indéniable que les applications de la CFAO en orthodontie augmentent. Les récentes trouvailles de la CFAO sont dans les arcs individualisés sur mesure. Les fils sont pliés à l'aide d'un robot assisté par ordinateur. Les laboratoires comme Suresmile®, Ormco® (Insignia®), 3M® (Incognito®) utilisent cette thérapeutique.

Ces compagnies ou laboratoires proposent des techniques de traitement par multi attache disponibles à partir du set-up numérique. (31, 52)

Les fabricants d'appareils orthodontiques personnalisés avec plateau de collage indirect attestent que ces appareils réduisent la durée du traitement, donnent de

meilleurs résultats et améliorent l'efficacité. (53) Malheureusement bon nombre de ces affirmations ne sont pas appuyées par des preuves scientifiques.



Figure 24 Brackets linguaux Incognito® et arc personnalisé

Le système Insignia® (Ormco®) est un système de traitement CFAO personnalisé. (53, 54) Il s'agit d'un outil de planification du traitement 3D qui produit les brackets, les arcs et le système de transfert indirect.

L'orthodontiste envoie au laboratoire l'empreinte numérique ou silicone, les photographies, les radiographies et la prescription. A partir du modèle numérique, un set-up virtuel est réalisé et envoyé à l'orthodontiste. Il ajuste à partir du logiciel Approver® la forme d'arcade et la situation occlusale (contrôle 3D de la position des dents, la forme d'arcade, les contacts occlusaux).

Le patient peut visualiser son set-up avant de commencer le traitement. En validant l'outil, le spécialiste choisit les brackets et la séquence d'arcs.

Les brackets auto ligaturant d'Insignia® sont personnalisés en variant l'épaisseur et l'angulation de la base métallique. Lorsque les brackets esthétiques en céramique sont choisis aucun fraisage ne peut être réalisé. Du coup la personnalisation s'effectue uniquement par le positionnement des brackets et des arcs individualisés.

Le logiciel calcule la prescription du bracket (1^{er} ordre et 3^{ème} ordre) afin de surmonter les effets secondaires de la mécanique, c'est à dire le jeu entre l'arc et la gorge du bracket.

Le transfert de collage en indirect se fait par plusieurs clés de positionnement qui s'appuient sur la surface occlusale afin d'être précis et fiable. Insignia® propose une interface en ligne de la planification du traitement afin de faciliter la collaboration et la communication multi disciplinaire (par exemple gestion des espaces pour une prothèse sur implant). La limite du système est le manque d'information sur les racines des dents. Du coup en phase de finitions il est parfois nécessaire de plier le fil.

A l'avenir le laboratoire devra fusionner le set-up et les racines dentaires à partir d'un CBCT comme vu précédemment.

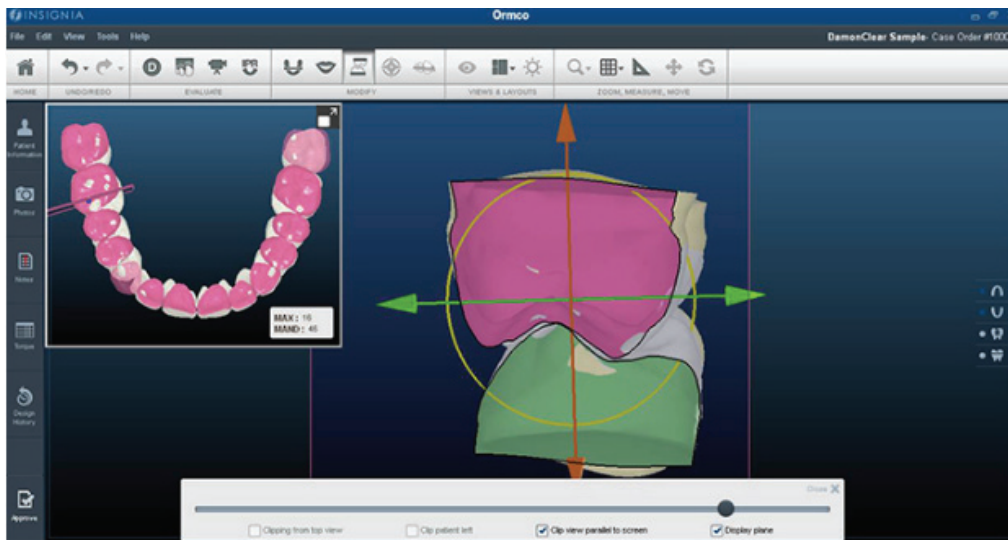


Figure 25 Insignia® Approver® : Positionnement de la dent et contrôle de l'occlusion

L'étude de Grauer et al. en 2011 (55) voulait évaluer la précision d'une thérapeutique linguale CFAO (Incognito®). Ils ont superposés les modèles issus des set-up aux modèles de fin de traitement de 94 patients consécutifs traités par un seul praticien (D. Wiechmann).

La méthode d'enregistrement pour la superposition se passe en deux étapes : les arcades dentaires sont d'abord enregistrées en différents points dans le même système de coordonnées (x, y et z). Puis la position des dents analogues qui ne se superposent pas est enregistrée pour réaliser une matrice entre les deux différents points. Cette méthode permet de calculer les différences entre la position dentaire prévue par le set-up et la position dentaire réelle obtenue à la fin du traitement.

Dans la technique Incognito les brackets et les arcs sont réalisés par CFAO. Les techniciens de laboratoires réalisent un set-up selon les prescriptions du praticien. Le modèle est utilisé pour concevoir les brackets et les arcs. Les brackets virtuels sont imprimés en cire puis coulés en alliage d'or. Les arcs sont formés par un robot à flexion de fils. Le tout est livré à l'orthodontiste.

Pour les patients de l'échantillon le modèles d'étude, le set-up, le modèle de fin, les radiographies début et fin (panoramique et téléradiographie de profil) et les photographies début et fin ont été recueillis.

Les surfaces dentaires des 3 paires de modèles ont été enregistrées par le logiciel Occlusomatch® (3M, Bad Essen, Allemagne) et les superpositions ont été faites avec le logiciel Emodel® (Geodigm, Chanhassen, Minn). Ils ont calculés les différences de position de la dent dans les 3 dimensions (vestibulo-palatin, mésio-distal, vertical) et les différences de rotation (torque, tip et rotation selon le grand axe de la dent).

Les écarts de position et de rotation entre le set-up et le résultat final étaient faibles pour toutes les dents (en moyenne inférieure à 1mm et à 4°) à l'exception des deuxièmes molaires ou des écarts plus importants ont été observés. L'expansion des dents postérieures était plus grande dans la planification par rapport au modèle de fin, en particulier pour les deuxièmes molaires. Ce système orthodontique lingual 3D est assez précis dans la réalisation des objectifs de traitement à l'exception des deuxièmes molaires.



Figure 26 Robot à flexion de fil

L'étude de Brown et al. 2015 (56) consiste à comparer l'efficacité du traitement CFAO en comparant 3 systèmes : brackets bi-plots en collage direct, brackets auto-ligaturant en collage indirect, brackets auto-ligaturant CFAO en collage indirect.

Cette étude rétrospective à rassembler 96 patients repartis dans les trois systèmes de traitement.

Les 3 systèmes ont produit des résultats de traitement similaire. La durée de traitement du groupe CFAO est plus courte de 8 mois par rapport au groupe du collage direct et de 3 mois par rapport au groupe en auto-ligaturant. Cette différence est statistiquement significative. Il n'y a pas eu de différence significative sur le nombre de rendez-vous requis pour réaliser le traitement. Les intervalles moyens entre les rendez-vous étaient de 1,4 mois (collage direct), 1,3 mois (collage indirect auto-ligaturant) et 1,1 mois (collage indirect CFAO).

Les patients suivis en CFAO ont fini leur traitement plus rapidement mais ils étaient plus fréquemment observés. Les études futures doivent normaliser les intervalles de rendez vous entre les groupes afin d'évaluer avec plus de précision l'efficacité du traitement, une étude prospective serait intéressante.

Une autre zone d'intérêt consisterait à comparer les brackets CFAO avec des arcs CFAO afin de voir si l'un ou l'autre à un impact plus important sur les résultats du traitement.

Malgré le développement de la CFAO, le rôle de l'orthodontiste dans le diagnostic de la malocclusion et l'élaboration du plan de traitement reste primordial. La thérapeutique par CFAO ne reste qu'un moyen de traitement et le spécialiste doit prendre le tournant de façon positive. Les compétences scientifiques et cliniques du praticien seront toujours indispensables.

3. Appareil d'interception

Le laboratoire équipé reçoit l'empreinte numérique sous format STL et il peut imprimer le moulage en résine ou en plastique.

Il a trois possibilités pour réaliser l'appareil : soit sur le modèle numérique en CFAO, soit sur le moulage imprimé, soit sur un duplicata en plâtre. En effet l'isolation résine du modèle et résine de l'appareil peut s'avérer difficile. Tout dépendra du type d'appareillage. Par exemple un Quad Helix sera réalisé directement sur le modèle en

résine en utilisant une soudeuse laser. Alors qu'une plaque de Howley sera réalisée sur un duplicata en plâtre.

Il n'est plus nécessaire d'envoyer au prothésiste les bagues. Il suffira lors de l'empreinte numérique de lui communiquer la taille des bagues qui ont été essayées.

Appliance Designer® est le programme pionnier de CFAO destiné à la création d'appareils orthodontiques. Le logiciel est ultra performant et flexible afin de concevoir des appareils de qualité. Il intègre les pièces et composants standard des différents fournisseurs sur le marché. Le prothésiste manipule ainsi les pièces et relie les différents éléments pour produire un appareil sur mesure en utilisant tous les types de machines 3D et matériaux. Ce logiciel offre un flux de travail efficace grâce à une boîte à outils avec des applications directes pour l'orthodontie. La CFAO garantit une grande fiabilité et précision.(7)

En raison de leur précision et de leur prix les imprimantes 3D peuvent remplacer les moulages traditionnels. (57) Il existe un certain nombre d'imprimantes 3D qui utilisent différentes technologies. Les imprimantes les plus répandues sont les FDM Fused Deposition Modeling ou Dépôt de Matière Fondue : un fil en plastique mince est déposé et celui-ci construit un objet en plastique. Les machines RepRap® utilisent cette technologie et offrent une correspondance proche en moins d'une heure ou des impressions très détaillées en quelques heures.



Figure 27 Imprimante 3D RepRap

Il existe aussi des imprimantes à base de poudre telles que SLS (Selective Laser Sintering) (Frittage Sélectif par Laser) : incorporation couche par couche sous forme de poudre durcie par laser.

De plus en plus se développent les imprimantes de MJM Modelage à Jets Multiples. Elles fonctionnent comme une imprimante 2D à jet d'encre. Mais leurs buses de jet contiennent des gouttelettes de résine ou de cire. La qualité d'impression la plus élevée est avec la SLA stéréolithographie (vue précédemment cf. ID1) mais reste relativement coûteuse et longue.

Les avantages du modèle imprimé sont le partage des données numériques, la faible probabilité de fracture, la résistance à l'abrasion, le faible poids et la production à la demande. Les inconvénients sont la perte possible des données par erreurs techniques ou piratage, la faible résistance à la chaleur, la légalité du partage des données, la nécessité d'un technicien qualifié, le coût de l'imprimante.

Les coûts liés à l'utilisation de l'imprimante sont plus faibles que les moulages de plâtre. Mais un individu qualifié est nécessaire pour éviter les erreurs lors de l'impression 3D. Cela ne diffère pas de l'assistance laboratoire qui produit les modèles en plâtre. (58, 59)

L'étude de Kasparova et al (57) 2013 a scanné 10 modèles de plâtre puis imprimé avec l'imprimante 3D RepRap®. Des mesures ont été effectuées sur les moulages en plâtre et imprimés, puis analysées statistiquement. Il n'y avait pas de différence significative sur les mesures faites sur les modèles en plâtre et les copies imprimées. Idem pour les valeurs de l'écart type qui étaient inférieure à 0,5mm. La distance et la précision des mesures sur les modèles en plâtre et sur les copies imprimées 3D RepRap sont équivalentes. Le modèle imprimé peut remplacer le processus de coulée en plâtre.

Quelques laboratoires d'orthodontie proposent la confection d'appareil fixe ou amovible par CFAO mais il y a très peu de publication scientifique. Au début du développement de la CFAO en orthodontie en 1996 il était possible d'usiner des plaques en résine mais sans incorporer de fil en acier (60).

Cependant Mortadi et al. en 2012 (61) ont appliqué de nouvelles méthodes de production d'appareils dentaire par CFAO : un activateur d'Andresen de Classe II et une orthèse d'avancée mandibulaire (Syndrome d'Apnée Obstructive du Sommeil). Les modèles ont été numérisés avec un scanner laser (HandyScan® 3D). Les appareils ont été conçus avec un logiciel de CFAO spécialisé (FreeForm Modeling Plus®). Il permet de réaliser des formes complexes, idéal pour les appareils d'orthodontie à base anatomique.

La construction virtuelle de l'activateur a été créée sur une relation molaire de Classe I. L'arc vestibulaire de l'activateur a été plié par le prothésiste de manière conventionnelle. Une imprimante par stéréolithographie a été choisie afin d'insérer le fil d'acier préfabriqué. L'imprimante a été mise en pause avant d'atteindre le haut des tubes d'insertion de l'arc. Le fil a été placé et l'imprimante redémarrée.

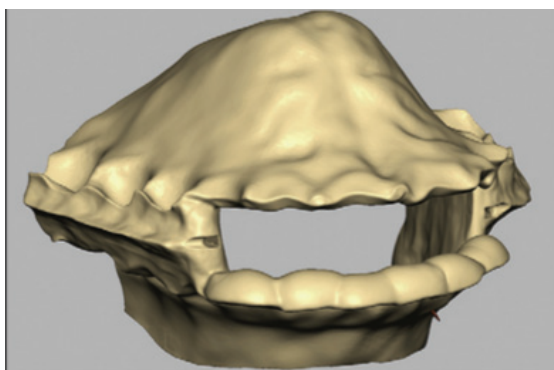


Figure 28 Modélisation finale de l'activateur d'Andresen



Figure 29 Prototype finale de l'activateur d'Andresen

Dans la construction virtuelle de l'orthèse d'avancée mandibulaire, les bras de propulsion ont été séparés afin de permettre une liberté aux mouvements mandibulaire. La conception des 4 pièces : arcade maxillaire, arcade mandibulaire et bras de propulsion droit et gauche ont été exportés sous format STL à une imprimant MJM (Projet 3000®). La construction a duré 8 heures. Les deux appareils ont été essayés sur

le patient et ils présentaient un excellent ajustement sur les dents et sur les tissus parodontaux. Les techniques sont encore lentes et coûteuses mais vont continuer à se développer dans les années à venir.

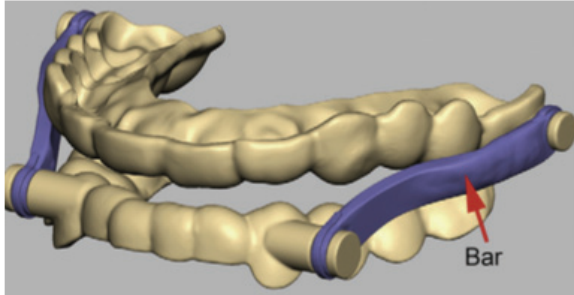


Figure 30 Conception virtuelle de l'orthèse d'avancée mandibulaire en 4 parties



Figure 31 Prototype finale de l'orthèse d'avancée mandibulaire

De plus en plus de laboratoire se lancent dans la production d'appareil orthodontique métallique par CFAO (disjoncteur, pul). (62)

Ils utilisent soit la fabrication additive de maquette calcinable soit la fabrication directe d'armature métallique.

La fabrication de maquette calcinable est la technique plus répandue et la plus simple. Elle utilise soit l'impression 3D par MJM (Modelage à Jets Multiples) soit la SLA (stéréolithographie). Comme la technique de cire perdue traditionnelle, la cire est fondue et le métal est injecté. Il y a un gain de précision sur les pièces coulées avec un meilleur état de surface.

La fabrication directe utilise l'impression 3D pour imprimer directement un appareil en métal chrome-cobalt. La fabrication additive utilise une poudre métallique fondue qui est solidifiée par laser.

Pour le moment son coût est cher, on reste sur des métaux durs mais la production est plus rapide et plus rentable que le procédé de fonderie à l'échelle d'une production de masse.



Figure 32 Pul fixe réalisé par CFAO



Figure 33 Disjoncteur et bagues réalisés par CFAO

III. Superposition numérique

Pendant le traitement orthodontique il est crucial de pouvoir évaluer les mouvements dentaires afin de voir si les dents ont été bougées correctement par rapport aux objectifs de traitement et aux besoins d'ancrage.

Par le passé la superposition des téléradiographies de profil et les occlusogrammes ont été utilisés pour analyser les mouvements. (63, 64). Ces méthodes restent limitées à cause de la difficulté d'évaluation des mouvements dentaires en 3D, les erreurs de tracé et l'exposition aux rayons X.

Un des inconvénients des modèles en plâtre et de leurs set-up est l'impossibilité de superposer et de comparer deux modèles en plâtre fabriqués à des moments différents. Si des modèles numériques sont disponibles, ils peuvent être superposés à l'aide de logiciels spécialisés. Pour analyser les mouvements dentaires, les modèles doivent être superposés à une structure stable.

A. Superposition maxillaire

1. Rugae palatine

Les Rugae sont décrites depuis 1753 par Winslow dans *l'Expositio Anatomica Structurae Corporis Humani*. Il recherchait un guide éventuel pour déterminer la paternité (65).

Lysell en 1955 a rédigé une thèse de doctorat sur l'étude détaillée des Rugae palatines. Il a réalisé une revue historique, une description et une classification (66).

Wood en 1962 a décrit des repères en relief à la surface du palais qui pourraient être utilisés pour la mesure de la position des dents (65).

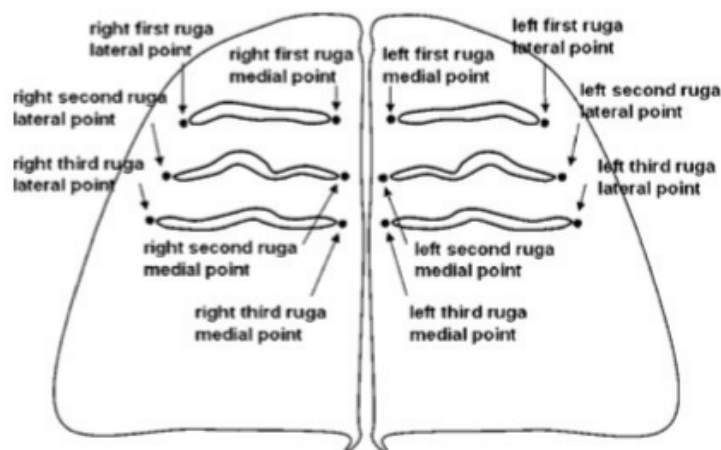


Figure 34 Classification de Lysell : 12 points de Rugae palatine

Peavy et Kendrick en 1967 (67) ont mené une étude afin d'observer les effets du repositionnement de certaines dents maxillaires sur les Rugae palatines. Ils ont utilisés les modèles de début et de fin de traitements de 15 patients ayant eu l'avulsion des deux

premières prémolaires maxillaires et recul du bloc antérieur. Ils estimaient que les plus importants changements au niveau des Rugae pouvaient être observés avec ce type de traitement.

Afin de réduire les effets de la croissance, l'âge minimum de début de traitement était 13ans. Ils se sont servis du système de classification de Lysell.

127 Rugae ont été identifiées et il y a eu moins de modifications sur celles qui se situaient dans la région des deuxièmes prémolaires. De plus les Rugae petites et fines sont plus susceptibles d'être modifiées par les mouvements dentaires. Ils ont observés des modifications morphologiques légères. Les extrémités latérales des Rugae avaient tendance à suivre les dents dans le sens sagittal.

Depuis 1996 Bailey et al (68) utilisent les rugae palatine pour faire des superpositions 3D des moulages. En effet il apparaît dans leur étude que les points médians et latéraux de la troisième Rugae palatine se révèlent assez stables chez les patients traités avec ou sans extraction de prémolaires et rétraction en masse.

Dans le groupe d'extraction de prémolaires maxillaire (27 patients) et dans le groupe de non extraction de prémolaires (30 patients) entre les modèles de début et de fin il n'y avait pas de différence statistiquement significative entre les points latéraux et médians de la 3^{ème} Rugae palatine.

L'étude de Hoggan et al en 2001 (69) a évalué l'utilisation des rugae palatine comme points de référence pour la mesure des mouvements dentaires, d'une manière comparable aux superpositions céphalométriques.

La superposition et l'analyse des téléradiographies de profil sont assez chronophages et du coup beaucoup de praticiens ne le font pas. Le tracé de superposition n'est pas facile à réaliser car les repères et structures stables sont souvent difficiles à retracer avec précision. Il faut que les radiographies soient de bonne qualité et à la même échelle.

Le but de l'étude était de montrer que le mouvement moyen horizontal de la molaire et de l'incisive par rapport aux points de repère Rugae palatine est le même que le mouvement moyen mesuré par tracé céphalométrique. L'échantillon comprenait des moulages d'étude de début et de fin de traitement et des téléradiographies de profil de 33 patients. Les patients ont eu un traitement d'orthodontie avec extraction de premières prémolaires maxillaires.

Dans l'étude longitudinale rétrospective l'âge moyen au début de traitement était de 13ans et 11 mois, et la durée moyenne de 35 mois. Les patients avec des téléradiographies de profil de mauvaise qualité, ou qui ont eu une disjonction maxillaire ou une chirurgie orthognathique ont été exclus de l'étude. Le mouvement antéro-postérieur des premières molaires maxillaires et des incisives centrales a été évalué avec 2 mesures céphalométriques et 12 mesures du modèle d'étude (réduites à 6 par la combinaison des côtés droite et gauche).

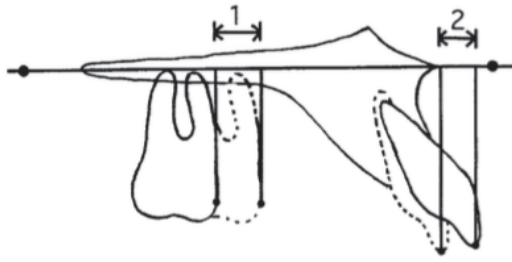


Figure 35 Mesures sur la téléradiographie de profil du pré-traitement (ligne continue) à la fin du traitement (ligne pointillée). 1 : mouvement première molaire. 2 : Mouvement incisive centrale

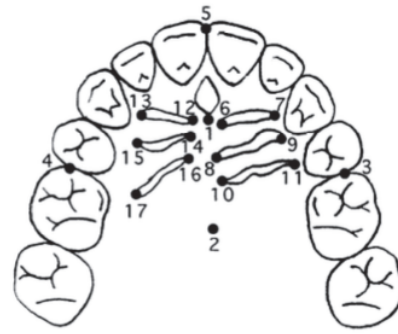


Figure 36 Mesures de l'arcade supérieure. 1. Point antérieur du raphé médian. 2. Point postérieur du raphé médian. 3. Point mésial molaire gauche. 4. Point mésial molaire droite. 5. Point inter-incisif. 6. Point médian gauche première Rugae palatine. 7. Point latéral gauche première Rugae palatine. 8. Point médian gauche deuxième Rugae palatine. 9. Point latéral gauche deuxième Rugae palatine. 10. Point médian gauche troisième Rugae palatine. 11. Point latéral gauche troisième Rugae palatine. 12. Point médian droite première Rugae palatine. 13. Point latérale droite première Rugae palatine

Il n'y a pas de différence statistique entre les mouvements moyens molaires et incisifs qui ont été mesurés par méthode céphalométrique et par rapport au point médian de la troisième Rugae palatine.

Ainsi pour évaluer les mouvements antéro postérieur, les repères de la troisième Rugae palatine peuvent être utilisés de manière aussi fiable que les superpositions céphalométriques. Ces résultats suggèrent que la partie médiane de la troisième Rugae palatine est un point de référence approprié pour l'évaluation du mouvement molaire et incisif.

Jusque là aucune étude ne s'était penchée sur le déplacement 3D des points individuels de la Rugae palatine. L'étude de Jang et al. en 2009 (70) est la première tentative d'évaluation de la stabilité de chaque point de la Rugae palatine à l'aide d'un scanner par balayage laser.

Le but de l'étude était d'évaluer la stabilité de la Rugae palatine comme point de repère pour la superposition des moulages dentaires et d'établir une méthode de superposition 3D maxillaire. L'échantillon comprenait des moulages de début et de fin de traitement de 10 patients traités par avulsion de premières prémolaires maxillaires et pose de trois mini-vis d'ancrage pour le recul des dents antérieures.

Les modèles d'études ont été mesurés à l'aide d'un balayage laser et ont été superposés sur les trois mini-vis en tant que repères d'enregistrement. Ensuite le déplacement de chaque point de la rugae palatine lors de la fermeture des espaces d'extraction a été mesuré.

Les points médians de la troisième rugae palatine sont stables tout au long du traitement. Le recul des incisives est mesuré par la méthode de superposition des mini-vis et par la méthode de superposition à partir des points médians de la troisième rugae palatine et de la voûte palatine.

En effet les images 3D ne peuvent pas être superposées que sur les points médians droit et gauche de la troisième rugae palatine car plus de trois points sont nécessaires pour établir un système de coordonnées 3D.

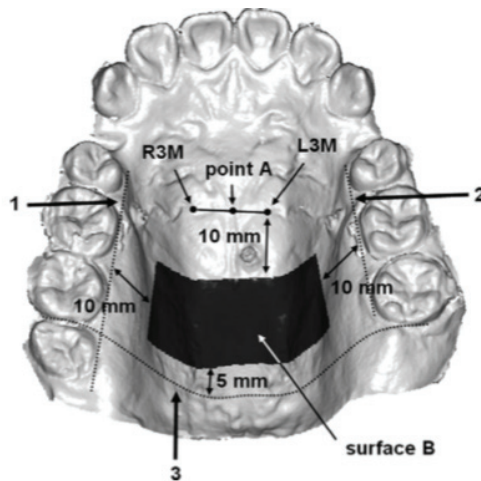


Figure 37 Repères pour la superposition des moulages dentaires ; Point A : point médian reliant les points médians de la troisième Rugae droite et gauche. Surface B : A 10mm de la troisième rugae et des faces palatines des dents postérieures et à 5mm de la droite reliant les faces distales des secondes molaires

Des tests statistiques ont été réalisés et il n'y a pas de différence significative entre les mesures des deux méthodes de superposition ($p < 0,01$). Pour évaluer la reproductibilité de la méthode de superposition sur mini-vis et sur la Rugae palatine, les moulages de début et de fin de traitement des 10 patients ont été superposés cinq fois et le déplacement des incisives a été mesuré. Le coefficient de corrélation était de 0,997 pour la méthode de superposition des mini-implants et de 0,998 pour la méthode de superposition de la Rugae palatine. Les deux méthodes ont été reproduites avec succès.

L'échantillon de l'étude est faible et les patients avaient terminés leur croissance (moyenne 20 ans).

La hauteur et la largeur des procès alvéolaires des enfants augmentent avec la croissance cranio faciale et la forme des Rugae palatine peut varier. (67, 71). Cette méthode de superposition est donc limitée pour les enfants ou adolescents.

Une étude de suivi sur quatre ans (Christou et al en 2008) a démontré que la troisième Rugae palatine a légèrement changé dans le plan vertical chez les adolescents et les adultes en raison de la croissance et du remodelage (72).

Ils ont utilisé des téléradiographies de profil et des moulages en plâtre à 1 an et à 5 ans après le traitement. L'échantillon était constitué de 23 patients divisé en deux groupes selon leur âge : 13 adolescents (âge moyen 17,2ans) et 10 adultes (âge moyen 44,8ans).

Les moulages ont été numérisés avec un scanner laser (Laserscan 3D®) et des mesures ont été effectuées entre le bord libre de l'incisive centrale et les points médians de la première, deuxième et troisième Rugae palatine. Les mesures ont été transférées au contour de la voûte palatine obtenue par le modèle 3D.

Pour les téléradiographies de profil, un système de coordonnées a été utilisé : X sur le plan palatin et Y perpendiculaire à X passant par le foramen incisif. Afin d'évaluer si la position des Rugae est influencée par des changements verticaux possibles avec la position de l'incisive centrale ; ils ont projeté chaque Rugae sur l'axe de l'incisive.

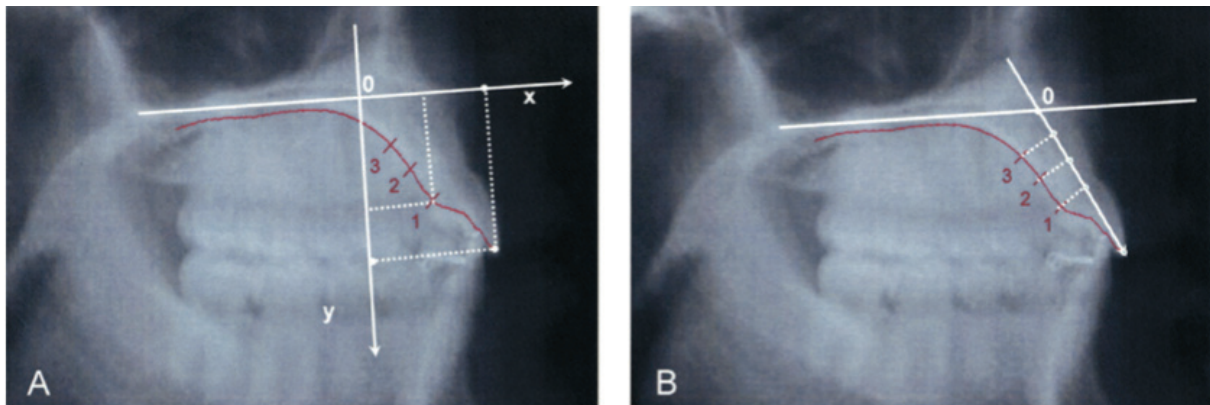


Figure 38 Méthode de mesure sur le système de coordonnées : A Contour de la voûte palatine jusqu'à l'incisive centrale et distance des points mésiaux de la première, deuxième et troisième Rugae avec le système de coordonnées X, Y ; changements horizontaux évalués sur les X et verticaux sur les Y/ B Projection des Rugae sur l'axe de l'incisive centrale, changements mesurés par rapport au plan palatin.

Afin d'évaluer la fiabilité de la procédure, les mesures ont été répétées pour les 23 patients avec 3 semaines d'intervalle. Les mesures ont été reproductibles (coefficient de corrélation élevé).

Pendant les 4 ans, la projection sur le plan palatin de la première et de la deuxième Rugae palatine a été déplacée vers l'avant chez l'adolescent et chez l'adulte. Il n'y avait pas de différence statistiquement significative dans les quantités de déplacement dans les deux groupes d'âge.

Les positions verticales des 3 Rugae dans chaque groupe ont également changé mais elles sont plus marquées pour la première Rugae, moins pour la deuxième et encore moins pour la troisième.

Le changement de position verticale de la première Rugae, de la deuxième et du bord libre était significativement plus élevé chez les adolescents. L'échantillon n'a pas inclus les sujets en croissance des stades pré pubertaire et pubertaire lorsque les changements liés à la croissance devraient être plus importants.

Les changements verticaux observés dans les positions des incisives et des deux premières Rugae sont donc liés aux augmentations de l'étage inférieur de la face.

L'erreur méthodologique qu'ils ont commise est qu'ils ont superposé un contour de voûte palatine obtenu à partir d'un modèle sur le contour osseux d'une téléradiographie de profil. La troisième Rugae reste la plus fiable et elle peut être utilisée pour les superpositions à court terme. Cependant afin d'améliorer leurs précisions sur une durée plus longue, d'autres points de référence sont nécessaires.

2. Volume spécifique du palais

L'utilisation de la Rugae palatine comme méthode de superposition reste une sélection manuelle par l'opérateur qui peut constituer une source d'erreur pour les mesures.

De plus il ne semble pas y avoir de consensus quant à la stabilité de la Rugae palatine en corrélation avec la croissance ou le traitement. Du coup les chercheurs se sont penchés sur l'utilisation de la surface palatine pour mesurer les mouvements dentaires. (73, 74, 75)

Cha et al en 2007, (73) conscients des limites de l'utilisation des Rugae palatines voulaient voir si dans les cas d'extraction les mouvements horizontaux et verticaux des molaires et incisives supérieures évalués de façon céphalométrique correspondaient à ceux déterminés par des superpositions de modèles numériques.

L'échantillon était constitué de 30 patients (24 femmes, 6 hommes, âge moyen 17,7) qui ont bénéficié d'un traitement d'orthodontie avec extraction de quatre prémolaires permanentes.

Dans cette étude rétrospective, les téléradiographies de début et de fin de traitement ainsi que les moulages de début et de fin ont été utilisés. Les téléradiographies ont été superposées avec la méthode de Ricketts. Les modèles ont été numérisés avec un scanner laser à balayage INUS®.

La superposition 3D a été réalisée avec la fonction de mise en correspondance surface-surface du palais avec le logiciel Rapidform 2002®. La précision des mesures a été évaluée avec le calcul des écarts de superposition entre les modèles 3D début et fin de traitement.

L'erreur moyenne était de 0,039mm avec un écart type de 0,1583mm. L'appariement surface surface est précis pour l'analyse des modèles dentaires.

Les modèles 3D ont été placés dans un système de coordonnées 3D X, Y, Z ayant comme origine la jonction raphé médian et la papille inter incisive. Les mouvements des incisives et des molaires dans le sens sagittal et vertical mesurés sur les radiographies ont été comparés aux mouvements mesurés sur les modèles 3D. Les mesures des mouvements de l'axe Z dans le plan frontal (transversal) ont été exclues de l'étude.

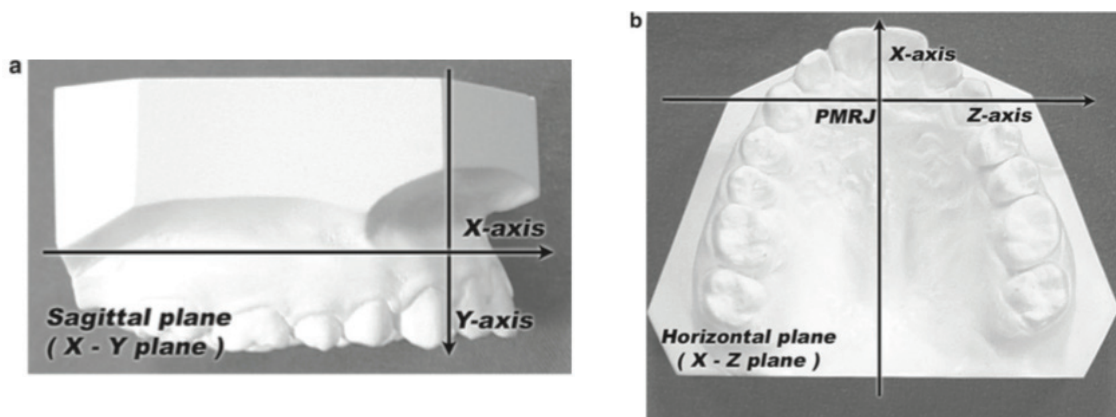
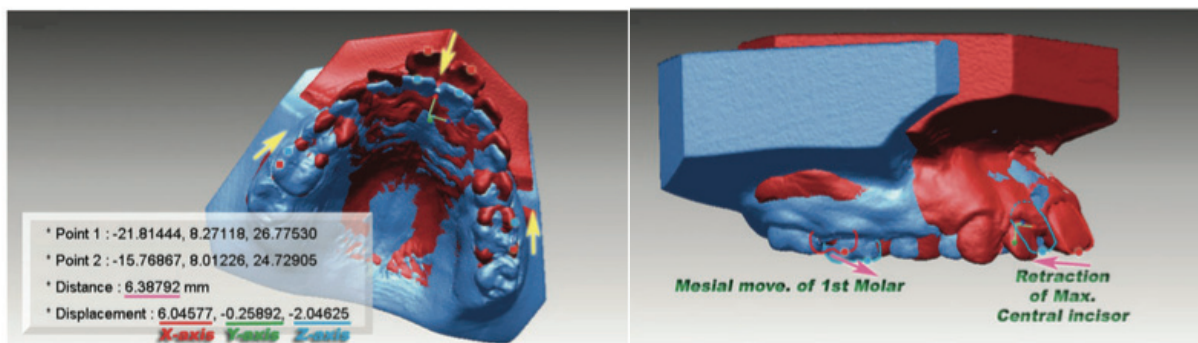


Figure 39 Système de coordonnées X, Y, Z jonction raphé médian et papille rétro incisive : A vue sagittale de X et Y ; B vue occlusale de X et Z.

Les tests t et de corrélation ont été calculés afin de déterminer s'il existait une différence significative entre les deux types de mesure. Il n'y a pas de différence significative dans les mesures des mouvements dentaires entre les deux techniques.

La superposition numérique 3D est comparable à la superposition céphalométrique pour évaluer les mouvements orthodontiques dans la dimension sagittale et verticale.

Grâce au système de coordonnées utilisé dans cette étude, un clic pourra permettre grâce à l'ordinateur et aux logiciels d'évaluer les mouvements mésio-distaux, verticaux transversaux et les rotations.



— **Figure 40 Superposition numérique 3D et mouvements dentaires : a vue occlusale, b vue sagittale droite (rouge début de traitement, bleu fin de traitement)**

Dans le prolongement de l'étude précédente (73), Choi et al en 2010 voulaient évaluer la précision des superpositions de modèles numériques pour quantifier les mouvements dentaires en utilisant la surface palatine. (74)

20 modèles maxillaires en plâtre de fin de traitement d'orthodontie ont été sélectionnés. Les canines, prémolaires et molaires ont été coupées individuellement et remises en place dans de la cire.

Afin d'obtenir des modèles numériques 3D, les modèles ont été scannés (balayage laser Orapix 3D®). Ensuite les dents ont été déplacées au hasard puis les modèles scannés de nouveau. Des mesures ont été effectuées sur les modèles en plâtre et les modèles 3D (pointe canine, cuspide vestibulaire première prémolaire et cuspidés mésio-vestibulaire et mésio-palatine première molaire). Les modèles ont été placés dans le même système de coordonnées que l'étude précédente.

Pour les modèles en plâtre les mesures ont été réalisées avec un instrument de mesure de référence (un pied à coulisse par axe X, Y, Z). Pour les modèles 3D, les mesures ont été réalisées en superposant les deux modèles à la surface du palais.

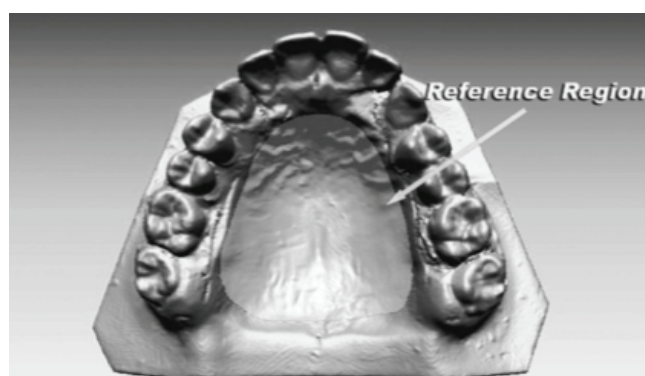


Figure 41 Aire de superposition de la surface palatine (première, deuxième et troisième Rugae palatines en excluant la papille inter-incisive)

Les mouvements antéro postérieurs, verticaux et transversaux mesurés sur les modèles en plâtre ont été comparés à ceux mesurés sur les modèles numériques.

Il n'y a pas de différence statistiquement significative entre les mesures sur le plâtre et les modèles 3D. La superposition de modèles numériques 3D utilisant la

correspondance surface surface de la voûte palatine est précise et fiable pour l'évaluation des mouvements orthodontiques.

Il reste à étudier à quel point la surface palatine est stable longitudinalement après la croissance ou le traitement orthopédique.

Dans la continuité de leur étude précédente, Choi et al. deux ans plus tard (2012) ont voulu valider la superposition sur la surface palatine des modèles 3D dans les cas de croissance de classe III traités avec disjonction maxillaire puis masque facial. (75)

Ils ont utilisés des modèles de début et de fin de traitement et des téléradiographies de profil de 30 patients (12 garçons, 18 filles, âge moyen 9,6 ans) ayant bénéficié d'un disjoncteur maxillaire et d'un masque facial. Les téléradiographies de profil de pré et post traitement ont été tracées et superposées sur le plan palatin et l'épine nasale antérieure.

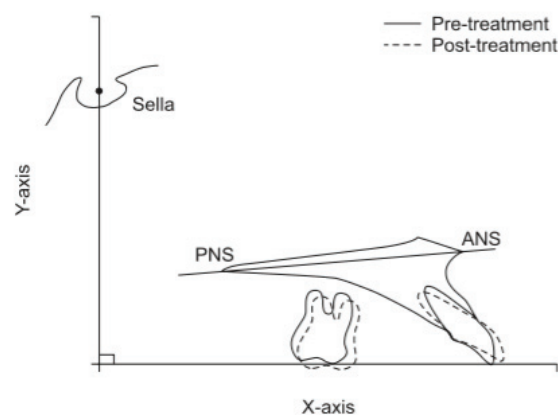


Figure 42 Superposition céphalométrique maxillaire et système de coordonnées (X bord libre incisive et cuspidé mésio-vestibulaire première molaire/ Y perpendiculaire à X passant le centre de le selle turcique)

La numérisation 3D des moulages maxillaires a été réalisée avec un scanner laser Orapix 3D®. Le même système de coordonnées X, Y et Z que dans les deux précédentes études a été utilisé. Les modèles ont été superposés en utilisant le palais comme de zone de référence avec un appariement surface surface. Les mouvements antéro-postérieurs et verticaux des incisives centrales et des premières molaires ont été mesurés.

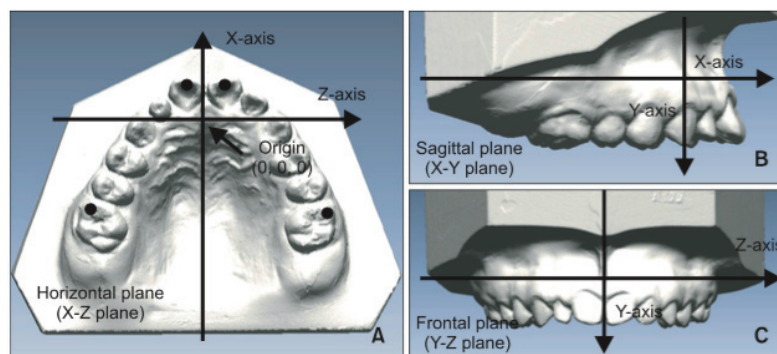


Figure 43 Système de coordonnées : A plan horizontal X-Z jonction raphé médian et papille rétro incisive parallèle au plan occlusal construit par la cuspidé mésio vestibulaire première molaire et le point médian bord libre incisive centrale/ B plan sagittal X-Y perpendiculaire au plan horizontal construit du point d'origine et d'un point arbitraire sur la suture palatine/ C plan frontal Y-Z construit de l'origine et perpendiculaire au plan sagittal et horizontal

Pour réduire les erreurs d'identification des points, toutes les mesures ont été effectuées deux fois par le même opérateur et les valeurs moyennes ont été utilisées. Les coefficients de corrélation intra examinateur des valeurs céphalométriques étaient supérieurs à 0,934 et ceux des valeurs 3D étaient supérieurs à 0,996. Ils ont comparés les mouvements antéro-postérieurs et verticaux obtenus sur les radiographies aux mouvements obtenus sur les modèles 3D superposés.

Il n'y avait pas de différence significative entre les deux techniques pour les mouvements antéro-postérieurs de l'incisive centrale et de la première molaire.

Cependant il y a une différence pour les mouvements verticaux. Dans les cas de disjonction maxillaire la profondeur palatine est réduite (76, 77).

Malgré le changement du palais après la disjonction et la traction vers l'avant du maxillaire, les mouvements antéro-postérieurs des incisives et des molaires mesurés sur la superposition 3D sont comparables à la superposition céphalométrique.

La méthode de superposition maxillaire 3D est cliniquement fiable pour évaluer le mouvement antéro-postérieur des dents dans le cas d'une disjonction maxillaire et d'un masque facial. Mais la superposition ne fonctionne pas pour évaluer le mouvement vertical de l'incisive centrale et de la première molaire, corrélations modérées (0,732).

Ces résultats pour la dimension verticale diffèrent avec ceux de leur étude précédente (73).

Les études futures doivent tenir compte de la possibilité d'erreur dans le sens vertical. Les changements de la forme palatine au cours de la croissance ou d'une disjonction peuvent aussi être source d'erreur pour la superposition 3D.

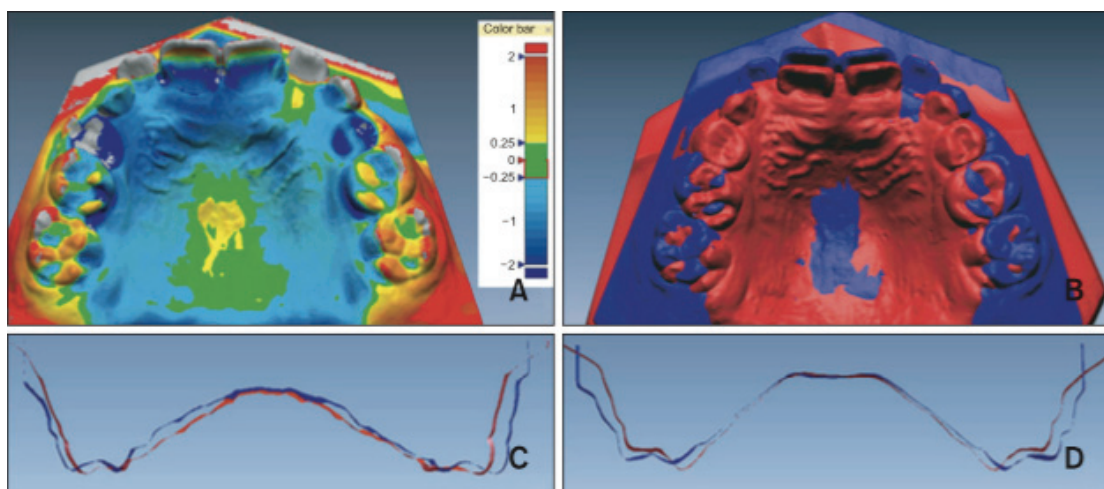


Figure 44 Superposition 3D : A Couleurs indiquent les différences affichées de l'appariement surface surface sur une échelle millimétrique/ B Superposition des modèles de début (rouge) et de fin (bleu)/ C Coupe frontale au niveau des deuxièmes prémolaires/ D coupe frontale au niveau des premières molaires

L'amplitude des mouvements verticaux mesurée sur les superpositions 3D était moins élevée que celle mesurée sur les superpositions céphalométriques. En effet sur la figure 41C l'inclinaison de la pente palatine a été modifiée alors qu'elle ne l'est pas sur la 41D.

Pour les cas traités par disjonction maxillaire et masque facial, la superposition 3D est cliniquement acceptable et précise pour évaluer les mouvements antéro-postérieurs.

Thilander et al. en 2009 (78) ont analysé le développement dento-alvéolaire des arcades dentaires chez des sujets ayant une occlusion fonctionnelle sans antécédents de traitement d'orthodontie.

436 modèles de 189 hommes et 247 femmes de 5 à 31 ans ont été étudiés : largeur des dents, longueur, largeur, profondeur d'arcade et hauteur palatine. Des empreintes ont été prises à 5, 7, 10, 13, 16 et 31 ans. La hauteur palatine est obtenue en mesurant la distance du plan occlusal aux deux premières molaires permanentes perpendiculaire au raphé médian.

Une augmentation continue a été relevée au cours de la période totale d'observation totalisant 8,2mm pour les hommes et 7,1mm pour les femmes. L'augmentation de 5 à 16 ans était d'environ 0,5mm par an et entre 16 et 31 ans de 0,1mm par an.

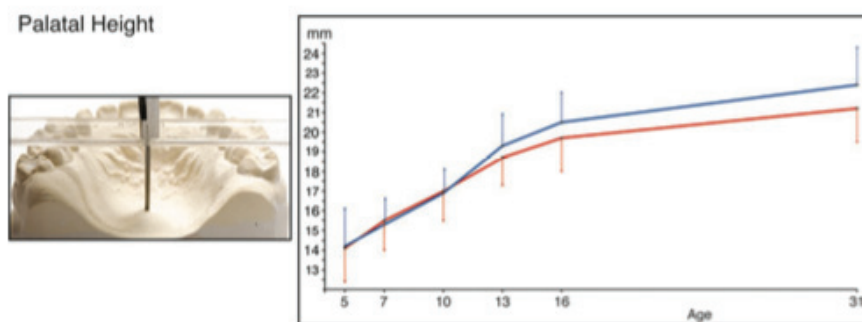


Figure 45 Hauteur palatine (mm) chez les femmes (rouge) et chez les hommes (bleu) de 5 à 31ans. Moyenne et écart type pour chaque enregistrement

Les résultats ont montré des changements significatifs dans la dentition de l'établissement de la denture mixte à la denture adulte stable. Le développement des arcades dentaires est un processus continu. L'occlusion va s'établir au cours du temps avec la croissance du visage, le développement dentaire et la fonction.

Dans l'étude il y a des variations individuelles significatives de ces processus à cause de l'environnement et malgré le bagage génétique. Du coup il vaut mieux prendre l'occlusion comme une relation dynamique plutôt qu'une relation stable entre les structures faciales. L'augmentation continue de la hauteur palatine semble être l'effet d'une éruption continue lente des dents.

Ceci corrobore avec une étude précédente sur les difficultés de superposer avec la surface du palais pour les mouvements verticaux. (75)

Les mécanismes de l'éruption des dents ne sont pas pleinement élucidés ; l'augmentation continue lente de la hauteur palatine pourrait avoir un rôle important dans ceux-ci. L'augmentation de la hauteur palatine peut aussi expliquer l'infra position d'une couronne supportée par un implant par rapport à l'éruption continue des dents adjacentes.

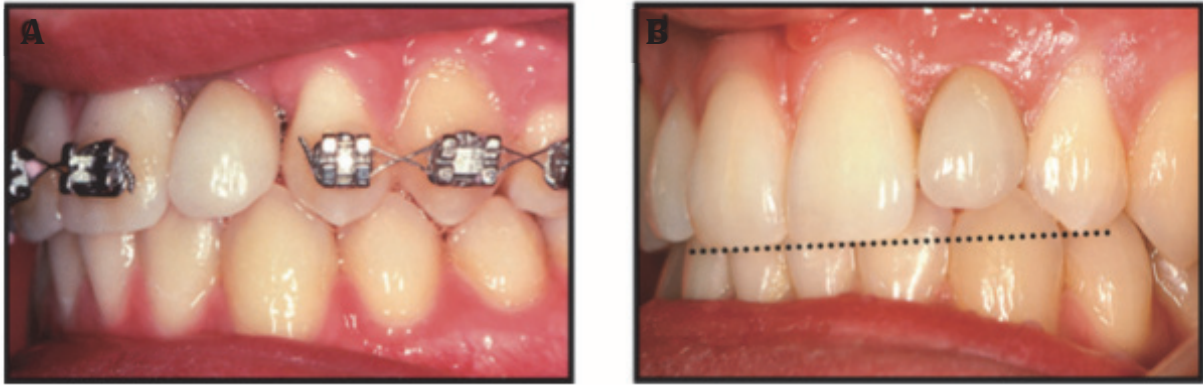


Figure 46 Infra position d'une couronne implantaire : A Garçon de 15 ans avec un implant et une couronne implantaire pour remplacer une 22/ B 10 ans plus tard avec une infra position de 1,2mm

Yang et al en 2013 (79) ont évalué les changements de la voûte palatine en 3D chez des enfants de 6 à 14 ans. Il s'agit d'une étude longitudinale, enfants suivis au total sur 9 ans.

Des empreintes ont été prises tous les deux ans sur 50 enfants coréens (25 garçons et 25 filles). Les modèles ont été numérisés avec un scanner 3D à balayage laser (Opto-Top-He®).

Afin de mesurer la hauteur de la voûte palatine, le plan de référence passait par l'ensemble des points les plus cervicaux de la jonction dento-gingivale de toutes les dents. Les deux points les plus cervicaux ont été enregistrés comme référence pour chaque couple de dents de canine à la première molaire. Le vecteur reliant les deux points a été divisé en quatre sections égales. Les hauteurs ont été mesurées à partir des 3 points jusqu'au point le plus profond du palais. Au total il y avait 12 mesures de hauteur par modèle.

Il y a eu des augmentations significatives de la hauteur de la voûte palatine dans toutes les régions. Il n'y a pas eu de dimorphisme sexuel significatif dans les mesures.

L'augmentation moyenne pendant une année variait d'un minimum de 0,1mm à 0,5mm. Les variations de hauteurs au niveau des parties latérales du palais étaient significativement plus importantes qu'au niveau de la partie médiale.

On peut supposer que la croissance de l'os alvéolaire a représenté une grande partie de l'augmentation de la voûte palatine.

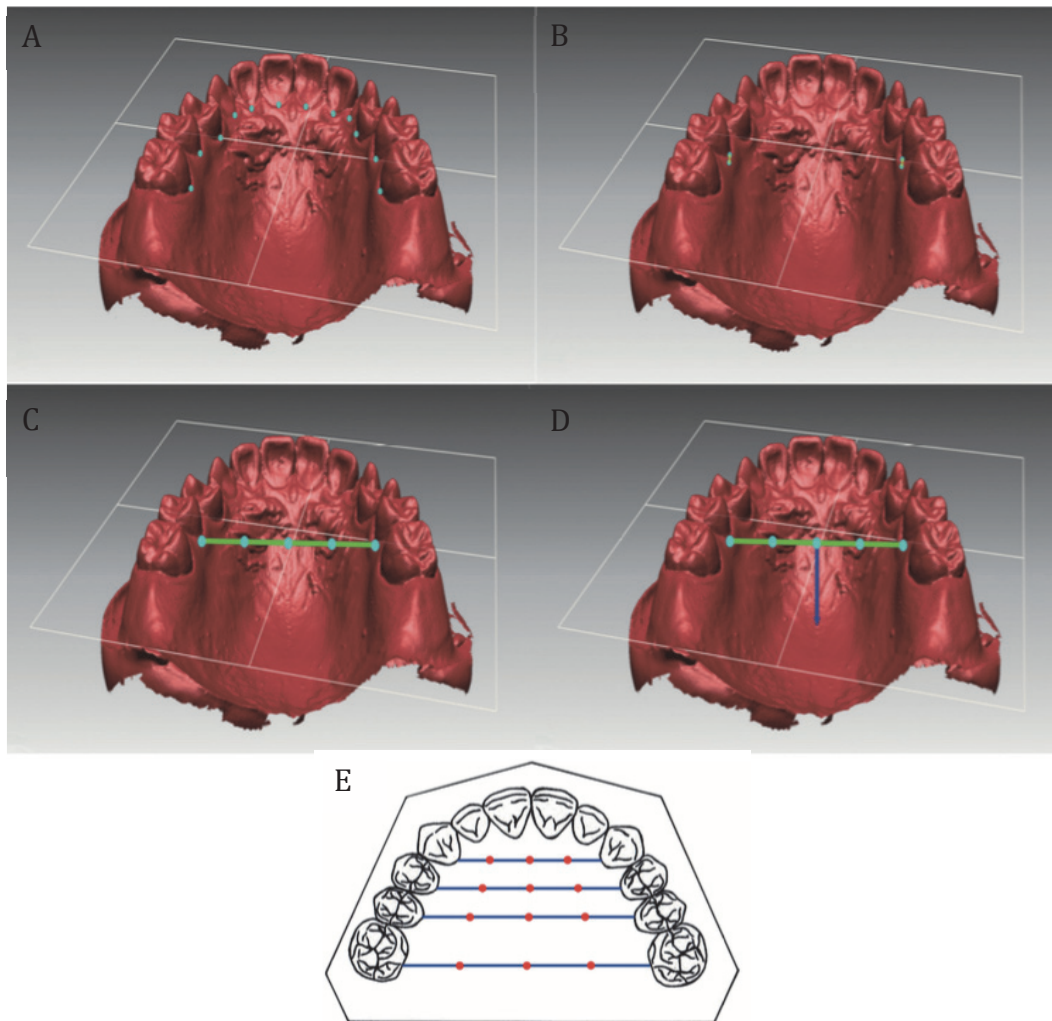


Figure 47 Mesures 3D du modèle : A Plan de référence points les plus cervicaux de la jonction dento-gingivale/ B Couple de dents reliant les deux points les plus cervicaux/ C Vecteur reliant les deux points divisé en 4 sections/ D Mesures de la hauteur palatine à partir des 3 points/ E Ensemble des 12 points de mesure

Pour les patients qui nécessitent une correction dimensionnelle du maxillaire, l'information sur la croissance de la voûte palatine est primordiale pour la planification thérapeutique. Les méthodes de mesures conventionnelles par superposition de téléradiographie de profil décrivent des changements en 2 dimensions (63).

Cependant les mesures 3D de la voûte palatine doivent encore être normalisées. Il n'y a pas de consensus sur les points de référence pour la mesure de la hauteur palatine.

Thilander et al (78) avaient pris le plan d'occlusion. Cette étude a suggéré une méthodologie possible mais des approches plus élaborées d'un protocole de mesure 3D pourrait être développées.

Bien que les Rugae palatines et la surface du palais ont été suggérées comme des références stables et se sont avérées dans les études très prometteuses ; il persiste d'établir un plan de référence fiable pour la dimension verticale sur du long terme. Avec un échantillon plus important suivi longitudinalement des différences de croissance palatine pourraient peut-être exister entre les typologies faciales ou l'ethnie. Ce serait utile afin d'expliquer la croissance humaine.

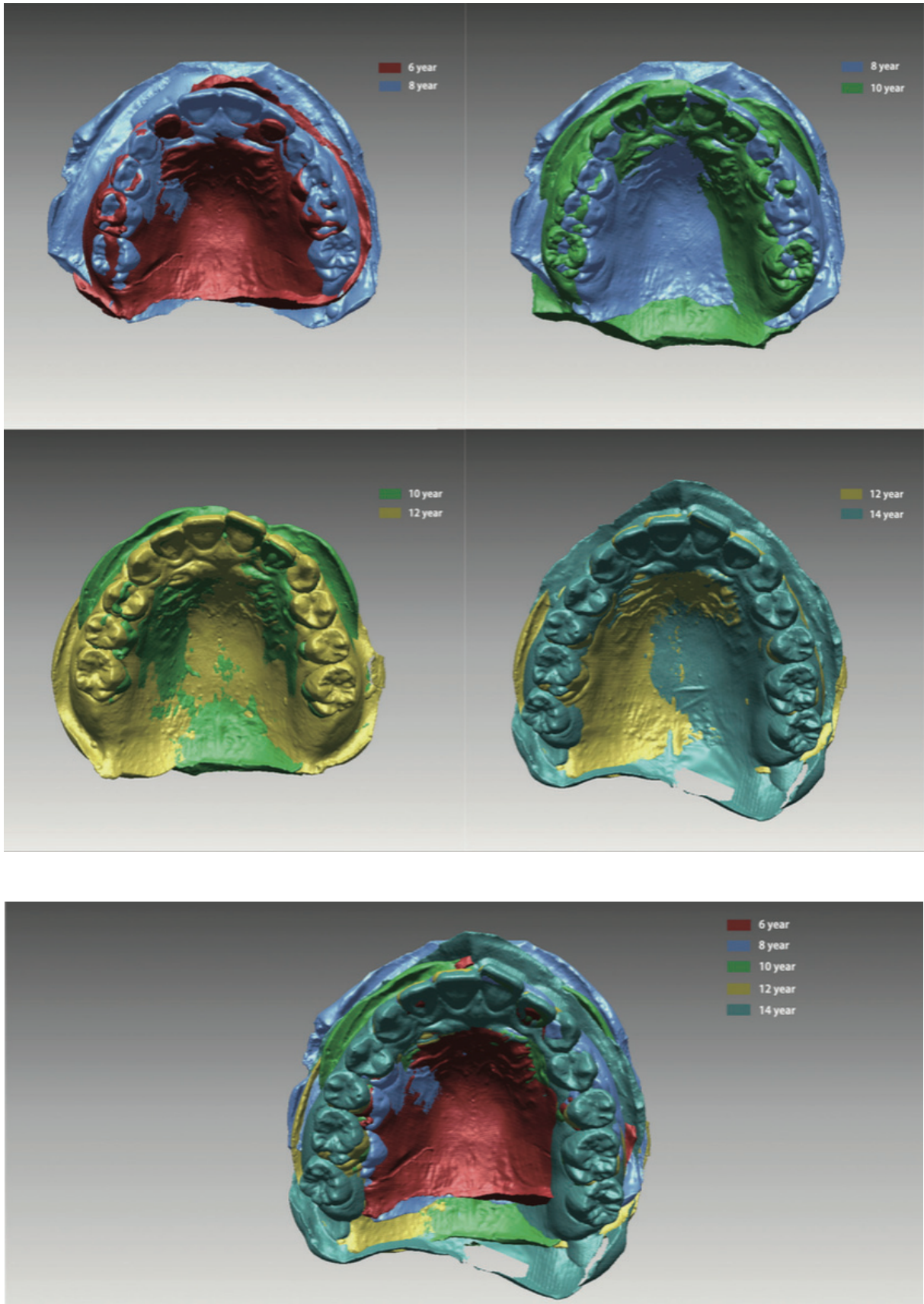


Figure 48 Un exemple de superposition 3D utilisant les 12 points de référence de 6 à 14ans

3. Combinaison Rugae palatine, volume spécifique et analyse de déformation

Il n'apparaît pas clairement si la voute palatine peut être considérée comme suffisamment stable pour servir de repères de référence pour la superposition.

Les études précédentes (78, 79) ont prouvé que la voute palatine change chez les adolescents. De manière générale il n'y a donc pas de structure anatomique qui peut-être considérée stable à 100% chez le sujet en croissance.

Mais l'instabilité ne signifie pas qu'il y ait des structures qui peuvent quand même être utilisées pour la superposition.

En effet il existe des programmes informatiques qui détectent les changements anatomiques dans une série de modèles. Ces logiciels utilisent une analyse de déformation : toutes les structures qui ont changé sont filtrées et les structures identiques sont utilisées pour la superposition.

Une étude récente de Ganzer et al. (publiée en Avril 2017 dans EJO) a utilisé cette analyse de déformation (80).

Pour leur étude, ils ont proposé une nouvelle méthode de superposition 3D du maxillaire en combinant la 3^{ème} Rugae palatine, le volume spécifique et l'analyse de déformation. Ils appellent cela la méthode RFD-superimposition : Raw matching, Fine matching et Deformation analysis.

L'objectif était d'analyser la validité et la fiabilité des mesures sur des modèles 3D qui utilisent cette méthode de superposition. Un échantillon de 16 cas (calcul de puissance à 80%) a été pris au hasard à partir d'un essai contrôlé randomisé sur l'ancrage réalisé par un des collaborateurs de l'étude (Feldmann 81).

Les moulages ont été numérisés avec un scanner R700 3Shape®. Afin de simuler un traitement d'orthodontie et une croissance, un ingénieur 3D indépendant a modifié les 16 modèles de départ. Il a simulé l'extraction des premières prémolaires et fermer l'espace en réalisant la translation des dents numériquement.

La voute palatine a été modifiée morphologiquement afin de simuler la croissance et contester l'appariement surface surface.

La méthode de superposition RFD est basée sur une série de correspondance qui place un objet sur un autre objet en utilisant autant de points correspondants sur les deux objets. Le processus d'appariement est répété plusieurs fois. Le processus d'appariement contient environ 11 000 points sur le palais. La superposition des modèles 3D maxillaires a été réalisée en trois étapes : correspondance brute, correspondance fine et analyse de déformation.

La correspondance brute a pris le point médian droite et gauche de la 3^{ème} Rugae palatine (point le plus stable dans les études précédente (II A 1) et deux autres points aléatoires sur cette rugae, soit 6 points au total.

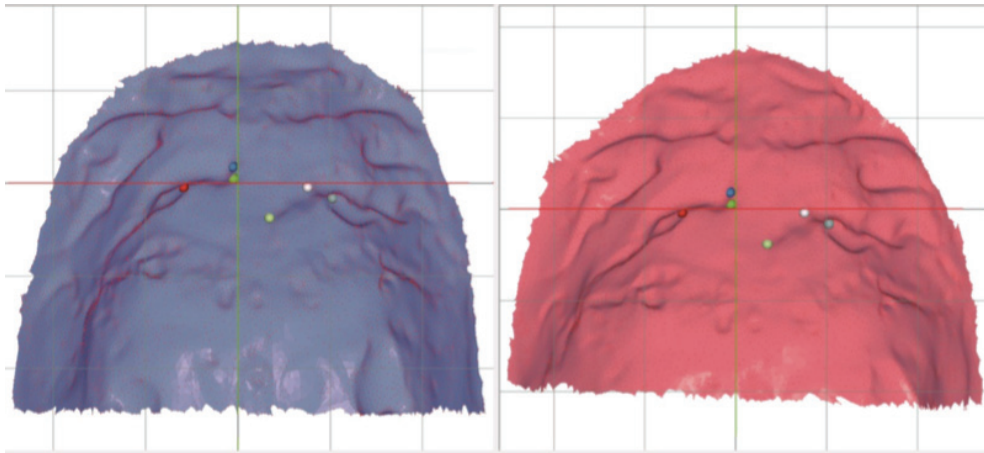


Figure 49 Correspondance brute : surface palatine (bleu départ et rouge modifié) avec les 6 points sur la 3^{ème} Rugae palatine

La correspondance fine est réalisée avec le logiciel Final Surface®. Le nombre maximal de points de référence de l'appariement surface surface est limité à 1000.

L'analyse de déformation utilise un algorithme qui détecte les déformations. Elles sont détectées en associant les points du modèle d'étude au modèle modifié numériquement. Chaque point du modèle modifié correspond à une surface sur le modèle d'étude. L'approche point-surface permet de donner une tolérance à l'algorithme : le point est adapté sur une surface et pas sur un point correspondant.

Les valeurs réelles des mouvements dentaires grâce à l'étude précédente (81) ont été utilisées comme référence. Ils ont utilisé la superposition des téléradiographies de profil et les occlusogrammes pour avoir leurs valeurs. Le mouvement total de la dent entre les mouvements réels et digitalisés a eu une erreur moyenne absolue de 0,025mm. Le coefficient de corrélation intra classe était de 0,9996.

Leur nouvelle méthode montre qu'elle est fiable pour les changements morphologiques du palais dus à la croissance ou soumis à une thérapeutique orthodontique. Les mesures ont été effectuées par des orthodontistes ayant des compétences en informatique et numérique.

Le temps de chaque superposition RFD a pris en moyenne 10 minutes par cas. Cela semble plus court que le temps nécessaire et la durée à effectuer pour les tracés et la superposition des téléradiographies de profil.

En appliquant la superposition RFD, la téléradiographie de profil pour évaluer les mouvements dentaires n'est plus nécessaire (moins d'exposition aux rayons X).

Pour que la méthode reste précise il faut que la zone qui entoure le point médian de la troisième Rugae palatine reste stable. En effet l'utilisation de cette zone est très importante pour la correspondance brute. Les erreurs d'impression ou de numérisation pourraient donner un modèle 3D incorrect. Idem pour un gonflement localisé du parodonte du à des mini vis ou à un Gosh-Nance qui pourrait générer un modèle inexact.

Avant le début de la superposition il faudra recadrer les zones qui ont été modifiées. De plus l'algorithme de l'analyse de déformation fonctionne en corrélation avec le temps donc il est important de garder une durée suffisamment courte entre deux enregistrements, 1 à 2 ans maximum.

Parfois une croissance ou un traitement peuvent suivre un schéma asymétrique comme l'expansion maxillaire. Lors de la correspondance brute cette asymétrie doit être prise en compte en prenant le point médian de la troisième Rugae du côté non affecté.

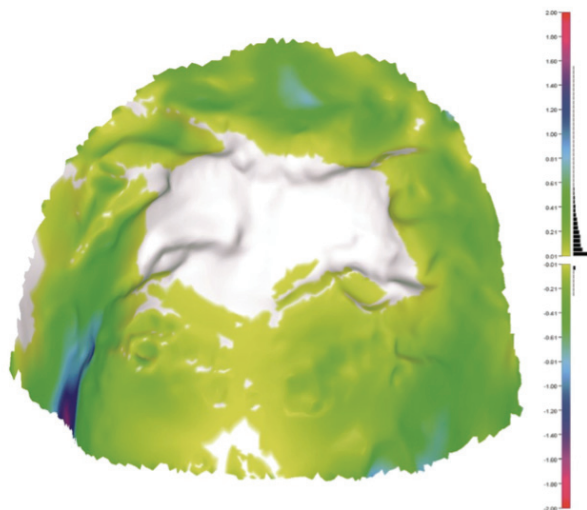


Figure 50 Exemple de superposition palatine avec la méthode RFD : zone inchangée (blanche) au centre de la voûte palatine

B. Superposition mandibulaire

1. Tori mandibulaire

Plusieurs technologies développées précédemment (Rugae palatine, voûte palatine et analyse de déformation) ont permis de réaliser des superpositions sur le palais. D'autres études se sont penchées sur la superposition des modèles numériques 3D mandibulaires en recherchant une stabilité des repères anatomiques.

Björk et Skieller sur une étude longitudinale de 25 ans ont pu démontrer les structures stables à la mandibule : la corticale interne au bord inférieur de la symphyse, le bord antérieur de la symphyse du point B à Pog, quelques structures trabéculaires de la symphyse, les lignes corticales du canal mandibulaire et la partie inférieure du bourgeon de la troisième molaire si le développement des racines n'a pas commencé (82). Malheureusement ces structures ne sont pas visibles sur les moulages dentaires.

Les moulages mandibulaires fournissent des informations 3D sur les organes dentaires et sur les surfaces alvéolaires vestibulaires et linguales. L'étude de Kiyong et al en 2015 ont recherché une zone de référence stable pour la superposition de modèle numérique 3D mandibulaire (83). Cette étude a servi à comparer la superposition mandibulaire chez des patients adultes avec ou sans tori mandibulaires sur leurs surfaces alvéolaires linguales.

Ils se sont servis de modèles de début (T0) et de fin de traitement (T1) ainsi que des téléradiographies de profil de début et de fin de 10 patients (6 femmes, 4 hommes). 5 patients avaient deux toris linguaux mandibulaires et 5 patients n'en avaient pas. Les patients ont bénéficié d'un traitement avec extraction de 4 prémolaires. La durée moyenne du traitement a été de 33 mois et l'âge moyen 24,9 ans.

Un système de coordonnées a été construit sur le tracé de prétraitement : l'axe des abscisses x a été défini comme le plan occlusal (ligne reliant le bord libre de

l'incisive centrale et les cuspidés de la première molaire mandibulaire) et l'axe des y était perpendiculaire à x en passant par la pointe de l'incisive mandibulaire.

Les téléradiographies de début et de fin de traitement ont été superposées sur le bord inférieur de la mandibule et de la symphyse. Les mouvements verticaux et horizontaux ont été mesurés dans des unités de 0,5mm.

Les modèles maxillaires et mandibulaires ont été numérisés avec un balayage de surface laser (KOD300 Orapix®). Un système de coordonnées a été réalisé sur les modèles numériques T0 : le plan sagittal x-y est construit sur la suture médiane palatine du modèle maxillaire en occlusion, le plan horizontal x-z est perpendiculaire au plan sagittal passant par le point médian des bords libres des incisives centrales mandibulaires et la cuspidé disto-vestibulaire de la première molaire droite, le plan frontal y-z est perpendiculaire aux plans horizontal et sagittal passant par le point médian des incisives centrales mandibulaires.

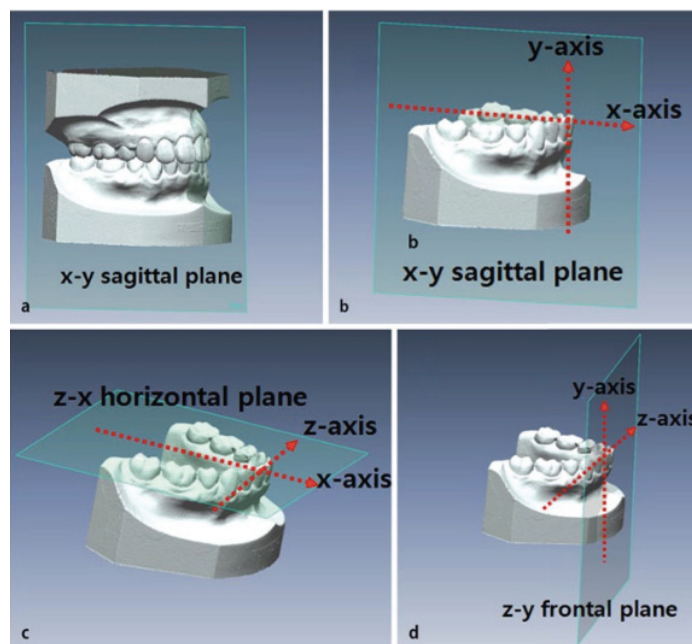


Figure 51 Système de coordonnées pour les modèles numériques 3D mandibulaires : a,b plan sagittal x-y construit sur la suture médiane palatine transféré au modèles mandibulaire en occlusion, c plan horizontal z-x perpendiculaire au plan sagittal et passe par le point médian des incisives mandibulaires et la cuspidé disto vestibulaire de la première molaire, d plan frontal z-y perpendiculaire au plan sagittal et horizontal passant par le point médian des incisives centrales mandibulaires.

Ils ont superposé l'image 3D de T1 à celle de T0 avec 4 zones de références : Zone 1 surfaces linguales alvéolaires des prémolaires et molaires ; Zone 2 surface linguale alvéolaire de toute l'arcade ; zone 3 surface vestibulaire et linguale alvéolaire des prémolaires et molaires ; zone 4 tori mandibulaires bilatéraux.

Sur les téléradiographies de profil les déplacements horizontaux et verticaux des incisives centrales et des premières molaires mandibulaires ont été mesurés. Ces mouvements ont été comparés aux mesures effectuées sur les modèles numériques.

Il y a eu des différences statistiquement significatives entre les mesures effectuées sur les superpositions radiologiques et les superpositions de modèles 3D pour les Zone 1, 2 et 3. Cependant pour les patients avec des tori mandibulaires où les modèles ont été superposés sur la zone 4 il n'y a pas eu de différence entre les mesures

(variations de 0,4mm à 0,7mm). Vu que le plan sagittal des modèles numériques 3D a été transféré à la mandibule, les patients atteints d'asymétrie squelettiques ont été exclus de l'étude.

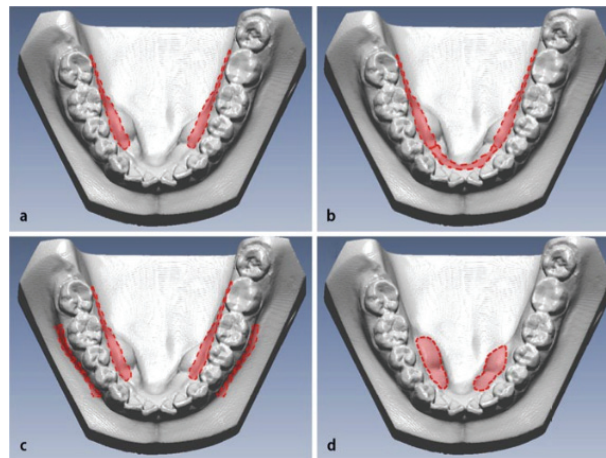


Figure 52 Quatre zones de référence pour la superposition mandibulaire : a zone 1 surface linguale alvéolaire des prémolaires et molaires ; b Zone 2 surface linguale alvéolaire de toute l'arcade ; c zone 3 surface vestibulaire et linguale alvéolaire des prémolaires et molaires ; d zone 4 tori mandibulaires bilatéraux

La superposition de modèles numériques 3D mandibulaires sur les surfaces alvéolaires (zones 1, 2 et 3) n'est pas une procédure fiable et précise. Les patients de l'étude étaient tous adulte et cela sera encore moins fiable chez des patients en croissance.

Les tori mandibulaires peuvent être utilisés pour la superposition des modèles 3D mandibulaires. Ils sont essentiellement constitués d'une masse nodulaire d'os recouverte par une fine couche de tissu mou. Ils peuvent changer progressivement de taille ou de morphologie avec les forces masticatoires mais il est peu probable que cela arrive pendant la durée du traitement orthodontique. (84)

Mais la prévalence des tori varie en fonction de l'origine ethnique de 0,2 à 61%. L'utilisation pour les superpositions reste limitée à un certain nombre de patients. (85)

Les surfaces alvéolaires vestibulaires et linguales près des dents ne sont pas stables pour la superposition des modèles mandibulaires chez des patients sans tori.

L'os alvéolaire des dents antérieures mandibulaires est sujet à un remodelage plus important que celui des dents postérieures chez des sujets ayant eu des extractions.

Les tori mandibulaires chez les patients adultes peuvent donc être utilisés pour la superposition des modèles numériques 3D mandibulaires.

2. Structure basale mandibulaire

L'équipe coréenne de Park TJ et al en 2012 a été la première à introduire une méthode pour la superposition des arcades dentaires mandibulaires avec la combinaison des données CBCT et du modèle numérique (86).

Ils ont utilisé la zone osseuse basale comme référence pour la superposition. Les zones osseuses alvéolaires ont été évitées vue qu'elles vont être sensibles aux modifications dentaires tout au long du traitement orthodontique.

L'échantillon était constitué d'un patient unique adulte et la méthode de superposition se décline en 6 étapes.

Étape 1 : Acquisition des données squelettiques 3D CBCT et reconstruction des images osseuses mandibulaires 3D. L'appareil d'imagerie i-CAT® a été utilisé avec un temps de balayage total de 40 secondes et une épaisseur de coupe à 1mm. Les fichiers DICOM pré et post traitement ont été transférés au logiciel Rapidform® 2006.

Étape 2 : Numérisation des modèles en plâtre pré et post traitement avec un scanner Orapix® KOD-300 (balayage laser de surface).

Étape 3 : Intégration du modèle 3D mandibulaire aux données squelettiques 3D. Le modèle de fusion préliminaire est obtenu à partir de la reconstruction des dents du CBCT qui est superposée au modèle numérique 3D par une méthode d'enregistrement régional. Il s'agit d'une fonction du logiciel Rapidform® 2006 par un appariement surface surface. La position et la taille de chaque dent sur le modèle numérique ont été automatiquement affectées et coordonnées à l'une des images des dents du sujet obtenues par CBCT (cf I, C, 3). Ils ont donc produit des images CBCT 3D pré et post traitement avec une reconstruction anatomique qui comprenait un modèle numérique de résolution supérieure à l'image des dents par CBCT.

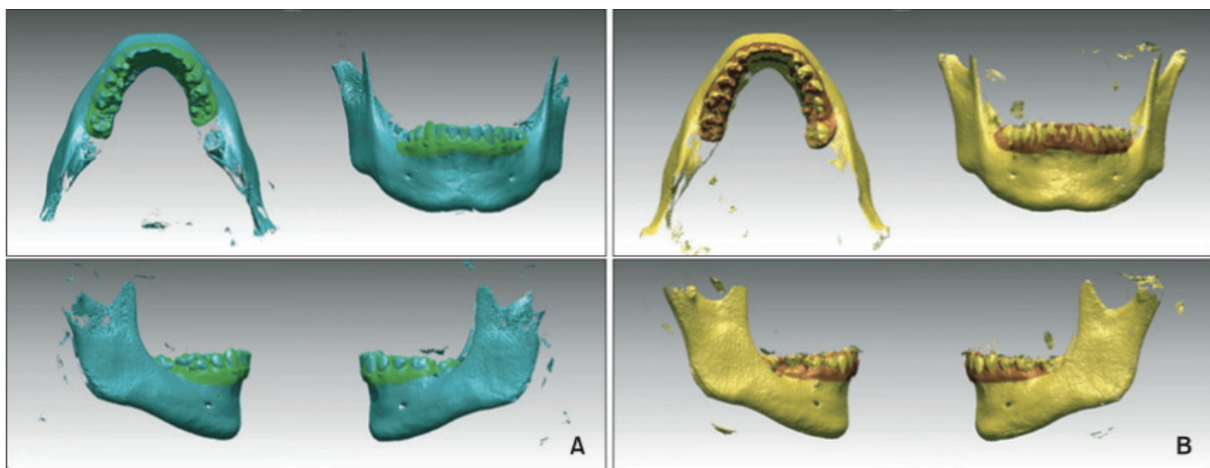


Figure 53 Superposition modèle numérique au CBCT : A pré traitement, B post traitement

Étape 4 : Superposition du pré et post traitement. Deux méthodes différentes de superposition ont été utilisées afin d'évaluer l'applicabilité et la reproductibilité.

La superposition de surface est basée sur une correspondance surface surface de la structure osseuse basale mandibulaire. La partie inférieure du corps mandibulaire et la partie postérieure de la branche montante ont été sélectionnées comme zone de superposition.

La deuxième méthode est nommée superposition sur plan anatomique constituée par trois points : foramen mentonnier droite et gauche et foramen lingual. Le centre de ces trois foramens est sélectionné comme point de repère. Les superpositions se font avec le logiciel Rapidform 2006.

Étape 5 : Sélection de points de repères sur l'arcade : le centre de la face vestibulaire des incisives centrales, des canines et des 2nd prémolaires. La sélection des points a été répétée cinq fois par deux chercheurs et les valeurs moyennes des coordonnées de chaque repère ont été utilisées.

Etape 6 : retrait de l'arcade dentaire mandibulaire de l'image sur la structure osseuse superposée. Les arcades dentaires mandibulaires 3D sont prêtes à être employée pour l'évaluation des mouvements orthodontiques.

Les deux méthodes de superposition sont répétées 30 fois afin d'estimer la reproductibilité (étapes 4 à 6). Les valeurs moyennes et les variances de chaque valeur des coordonnées x, y et z des repères post traitement ont été calculées avec les deux méthodes de superposition.

Le test t de Student a révélé une différence statistiquement significative ($p < 0,001$) dans la distance moyenne de valeur de coordonnée moyenne pour les deux méthodes de superposition. La méthode de superposition de surface a produit des valeurs de coordonnées relativement plus cohérentes (distance moyenne relativement plus constante et variance de la superposition de surface plus faible). L'étude a été limitée à un patient qui n'avait pas de croissance et ils n'ont pas trouvé de méthodes de superposition reproductible.

L'étude conclu que la méthode de surface est considérée comme fournissant des résultats plus reproductibles après des essais répétés. Ils ont pris dans cette étude la structure basale mandibulaire vu que sa position peut changer au cours du traitement orthodontique avec un changement de différentiel ORC/OIM ou une autorotation ou un changement adaptatif au niveau du condyle. Les études futures doivent trouver une méthode reproductible en incluant un échantillon de patients plus grand et en comparant les mesures avec des superpositions de téléradiographies de profil.

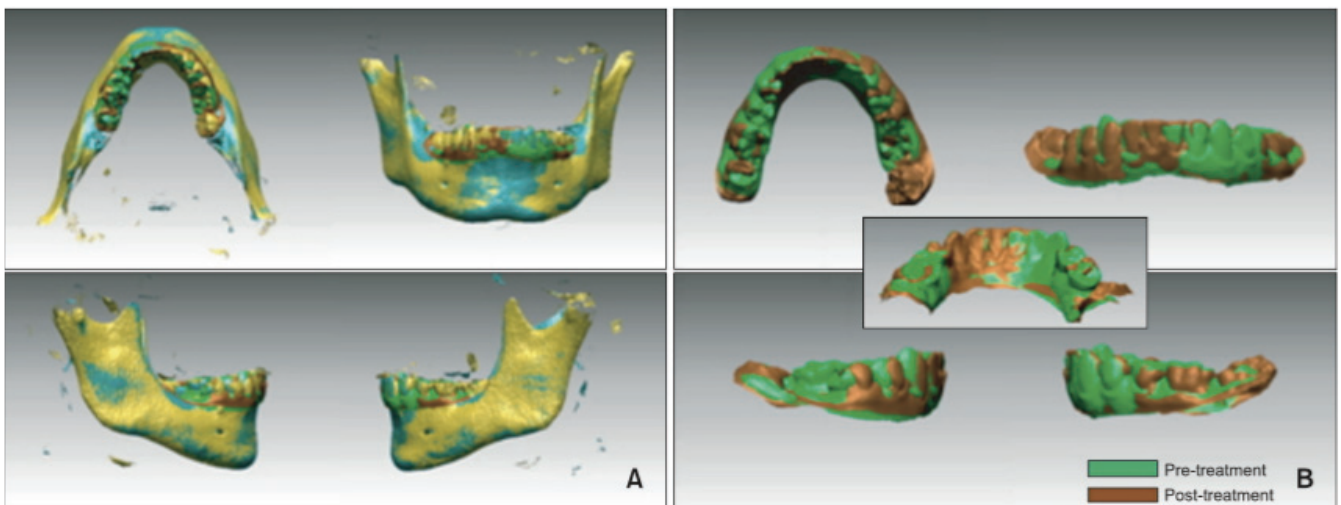


Figure 54 Superposition de surface et retrait de l'arcade dentaire : A Superposition mandibulaire/ B Superposition de l'arcade inférieure

Koerich et al en 2017 (87) ont testé la précision et la reproductibilité d'une méthode de superposition mandibulaire en utilisant le CBCT chez des patients en croissance.

Cette étude rétrospective était constituée de 24 patients en croissance qui ont eu un CBCT à au moins un an d'intervalle. Le CBCT utilisé a été le i-CAT® avec un temps de balayage à 40 secondes et une épaisseur de coupe à 0,3mm. Les fichiers DICOM ont été importés dans le logiciel OnDemand 3D® et une première superposition automatique a été effectuée sans définir de zone d'intérêt. Ensuite une deuxième superposition a été effectuée en utilisant la partie interne de la symphyse jusqu'à la première molaire comme référence.

Deux examinateurs ont réalisé les superpositions avec les deux méthodes pour évaluer la reproductibilité de la technique. Les différences dans trois zones de la structure basale de la mandibule ont été mesurées entre les deux CBCT pour évaluer la précision.

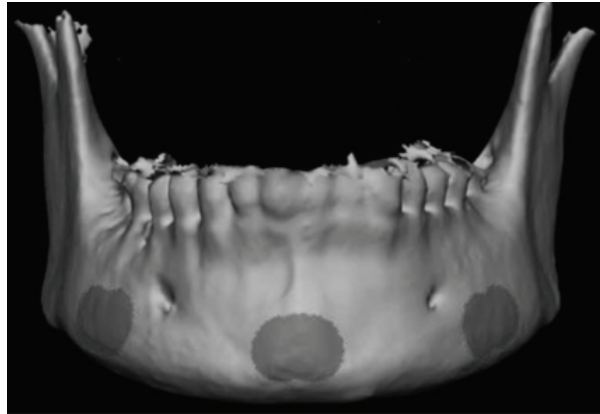


Figure 55 Zones utilisées pour les mesures de précision : corps mandibulaire droite, gauche et menton

La méthode de superposition automatique du logiciel sans zone d'intérêt n'a pas fonctionné. Les différences entre les zones de mesures étaient significatives.

Dans la deuxième méthode de superposition (partie interne symphyse jusqu'à deuxième prémolaire) les mesures effectuées entre les deux CBCT pour les 24 cas ont montré une erreur moyenne pour le menton et les côtés gauche et droit de la mandibule de respectivement 0,23 mm, 0,25 mm et 0,33 mm. 20 patients sur 24 ont eu des erreurs de reproductibilité de 0,3mm.

Les meilleurs résultats ont été trouvés pour les structures proches de la zone de référence ce qui suggère que la méthode est fiable pour évaluer les changements dento-alvéolaires.

Cependant il y a des limites pour l'évaluation des changements de croissance ou de traitement au niveau du condyle et de la branche montante. La sélection pour la superposition de la partie interne de la symphyse découle de l'étude de Björk et Skieller (82).

Malheureusement ils n'ont pas pu utiliser les autres références stables (canal mandibulaire et partie inférieure du germe de la 3^{ème} molaire) car le logiciel ne permet pas de sélectionner deux zones de référence simultanée.

Une des limites de l'étude est que l'intervalle de temps entre deux CBCT est court et du coup peut-être que la méthode de superposition ne fonctionnerait pas pour un intervalle de 3 ans.

Pour les patients en croissance la difficulté à superposer les images en 3D peut suggérer que le travail antérieur effectué en 2D a peut-être été simplifié.

Cette méthode de superposition mandibulaire 3D pour les sujets en croissance est précise pour un intervalle de temps court afin d'évaluer les changements dento-alvéolaires proches de la zone d'enregistrement.

IV. Conclusion

Les modèles numériques seront indispensables dans l'orthodontie de demain. On assiste à une accélération du progrès des outils de planification de traitement et des techniques d'imagerie numérique.

En orthodontie l'utilisation des configurations numériques avant et pendant le traitement vont se banaliser. Si les scanners intra oraux colorimétriques se développent encore plus, peut-être que les photographies intra-orales traditionnelles ne seront plus nécessaires. De la même manière des scanners faciaux peuvent remplacer les photographies extra-orales.

Aujourd'hui la planification virtuelle au traitement présente un coût potentiellement élevé pour des techniques plus innovantes avec un équipement matériel et logiciel riche. Ces nouvelles technologies demandent une formation adéquate de l'orthodontiste et du technicien de laboratoire.

Les modèles numériques 3D ont ouvert beaucoup de portes du diagnostic aux superpositions en passant par la planification et la thérapeutique.

Outre le problème de stockage des données résolu et avec la facilité de transmission par internet, l'orthodontiste disposera de l'ensemble des données collectées toute au long de sa carrière. L'échange des connaissances et l'évaluation des thérapeutiques ne seront que simplifiées pour la transmission aux générations futures.

Le numérique a permis d'améliorer la relation et la communication entre l'orthodontiste et le patient. Il apporte du confort à la pratique quotidienne. Les orthodontistes savent qu'il y a rarement des raccourcis au traitement de qualité. Il amène plus de rigueur et de précision.

Les méthodes de superposition numérique se développant, il semblerait prometteur qu'à l'avenir un simple clic de souris permettra une évaluation assistée par ordinateur des mouvements dentaires 3D.

Les superpositions maxillaires avec la troisième Rugae palatine, la voute du palais et l'analyse de déformation sont tout à fait fiables et précises pour mesurer les mouvements orthodontiques lors d'une réévaluation et à la fin du traitement actif ou pour mesurer la stabilité en période de contention. Avec le temps la superposition maxillaire 3D pourrait directement être intégrée dans les logiciel d'orthodontie au même titre que l'analyse céphalométrique. La stabilité à plus ou moins long terme avec une nouvelle empreinte numérique et la superposition 3D sera très intéressante à étudier.

Il subsiste encore des pistes de recherche pour les superpositions mandibulaires. Les superpositions mandibulaires au niveau des tori à cause de leur prévalence ne sont pas applicables en routine. Pour les patients qui possèdent des tori, la superposition mandibulaire 3D est comparable aux superpositions des téléradiographies de profil. Les superpositions sur les structures basales mandibulaires (partie interne de la symphyse) avec l'utilisation d'un CBCT sont fiables et permettent l'analyse et la mesure des mouvements mais sont encore trop irradiantes pour une utilisation pratique quotidienne. Elles peuvent être utilisées dans les cas où des CBCT ont été nécessaires pour le diagnostic et le bon déroulé du traitement. D'autres études sont nécessaires pour la superposition mandibulaire sur la partie interne de la symphyse en comparant les mesures avec des superpositions sur les téléradiographies de profil. Les superpositions mandibulaires demandent encore une poursuite de la recherche afin d'avoir un système intégré dans un logiciel d'orthodontie en un clic.

L'intérêt des modèles numériques est multiple du diagnostic à la thérapeutique en passant par la planification jusqu'à la réévaluation et à la fin du traitement.

L'essor du numérique ne va pas s'arrêter là. Quelles vont être les nouvelles technologies numériques développées ? Quelle sera l'orthodontie numérique du futur ?

V. Bibliographie

1. Peluso M. J., Josell S. D., Levine S. W, Lorei B. J. (2004) Digital models: An introduction. *Seminars in Orthodontics*, 10, 226-238.
2. Bassigny F. (1983) Manuel d'Orthopédie dento faciale
3. Andrews, L. F. (1972) The six keys to normal occlusion. *American Journal of Orthodontics*, 62, 296-309.
4. Abizadeh N, Moles D. R, O'Neill J, Noar J. H. (2012) Digital versus plaster study models : how accurate and reproducible are they? *Journal of Orthodontics*, 39, 151-9.
5. Medina E. Orthodontie et informatique. (2004) *Encycl. Méd. Chir. (Elsevier, Paris), Odontologie/Stomatologie*, 23-455-E-25.
6. Ireland A. J, Mcnamara C, Clover M. J, House K, Wenger N, Barbour M. E, Alemzadeh K, Zhang L, Sandy J. R. (2008) 3D surface imaging in dentistry - what we are looking at. *British Dental Journal*, 205, 387-92.
7. Lecocq A. (2016) La prise d'empreintes numériques : principes et intérêts en orthodontie. *International Orthodontics* ; 14 : 184-194
8. Kravitz ND, Groth C, Jones PE, Graham JW. (2014) Intraoral digital scanners. *J Clin Orthod*; 6:337-47.
9. Vasudavan S, Sullivan S. R, Sonis A. L. (2010) Comparison of intraoral 3D scanning and conventional impressions for fabrication of orthodontic retainers. *Journal of Clinical Orthodontics*, 44, 495-7.
10. Horner K, Islam M, Flygare L, Tsiklakis K, Whaites E (2009) Basic principles for use of dental cone beam computed tomography : consensus guidelines of the European Academy of Dental and Maxillofacial Radiology. *Dentomaxillofac Radiol* 38:187-195.
11. Rangel FA, Maal TJJ, Bronkhorst EM, Breuning KH, Schols JGJH. (2013) Accuracy and Reliability of a Novel Method for Fusion of Digital Dental Casts and Cone Beam Computed Tomography Scans. *PLoS ONE* 8(3): e59130
12. Quimby M L, Vig K W L, Rashid R G, Firestone A R (2004) The accuracy and reliability of measurements made on computer-based digital models. *Angle Orthodontist* ; 74: 298-303
13. Zilberman O, Huggare JA, Parikakis KA. (2003) Evaluation of the validity of tooth size and arch width measurements using conventional and three-dimensional virtual orthodontic models. *Angle Orthod* ; 73:301-6.

14. Bootvong K, Liu Z, McGrath C et al (2010) Virtual model analysis as an alternative approach to plaster model analysis: reliability and validity. *Eur J Orthod* ; 32:589–595
15. Moreira DD, Gribel BF, Roque Torres GD (2014) Reliability of measurements on virtual models obtained from scanning of impressions and conventional plaster models. *Braz J Oral Sci* ; 13(4) :297-302
16. Santoro M, Galkin S, Teredesai M, Nicolay OF, Cangialosi TJ. (2003) Comparison of measurements made on digital and plaster models. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* ; 124: 101-5.
17. Leifert MF, Leifert MM, Efstratiadis SS, Cangialosi TJ. (2009) Comparison of space analysis evaluations with digital models and plaster dental casts. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 136: 16.e1-4.
18. Tomassetti JJ, Taloumis LJ, Denny JM, Fischer JR Jr. (2001) A comparison of 3 computerized Bolton tooth-size analyses with a commonly used method. *Angle Orthod* ; 71: 351-7
19. Wiranto MG, Engelbrecht WP, Nolthenius HET, Meer WJ, Ren Y. (2013) Validity, reliability, and reproducibility of linear measurements on digital models obtained from intraoral and cone-beam computed tomography scans of alginate impressions. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* ; 143: 140-7.
20. Fleming P. S, Marinho V, Johal A. (2011) Orthodontic measurements on digital study models compared with plaster models: a systematic review. *Orthodontics and Craniofacial Research* ; 14, 1-16.
21. Luu NS, Nikolcheva LG, Retrouvey JM, Flores-Mir C, El-Bialy T, Carey JP (2012) Linear measurements using virtual study models. *Angle Orthod* ; 82:1098-106
22. Rossini G, Parrini S, Castroflorio T, Deregibus A, Debernardi C.L. (2016) Diagnostic accuracy and measurement sensitivity of digital models for orthodontics purposes : a systematic review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* ;149:161-70
23. Naidu D, Freer TJ. (2013) Validity, reliability, and reproducibility of the iOC intraoral scanner: a comparison of tooth widths and Bolton ratios. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* ; 144:304-10
24. Akyalcin S, Cozad BE, English JD, Colville CD, Laman S. (2013) Diagnostic accuracy of impression-free digital models. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* ; 144:916-22
25. Flügge TV, Schlager S, Nelson K, Nahles S, Metzger MC (2013) Precision of intraoral digital dental impressions with iTero and extraoral digitization with the iTero and a model scanner. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* ;144(3):471-8

26. Kau CH, Littlefield J, Rainy N, Nguyen JT, Creed B (2010) Evaluation of CBCT digital models and traditional models using the Little's Index. *Angle Orthod* ; 80(3):435-9
27. Tarazona B, Llamas JM, Cibrián R, Gandía JL, Paredes V (2012) Evaluation of the validity of the Bolton Index using cone-beam computed tomography (CBCT). *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* ; 1;17(5):e878-83
28. Lighthart KG, English JD, Kau CH, Akyalcin S, Bussa HI Jr, McGrory KR, McGrory KJ (2012) Surface analysis of study models generated from OrthoCAD and cone-beam computed tomography imaging. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* ; 141(6):686-93
29. De Waard O, Rangel FA, Fudalej PS, Bronkhorst EM, Kuijpers-Jagtman AM, Breuning KH (2014) Reproducibility and accuracy of linear measurements on dental models derived from cone-beam computed tomography compared with digital dental casts. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* ; 146(3):328-36
30. Kesling H (1956) The diagnostic setup with consideration of the third dimension. *Am J Orthod* 42:740-748
31. Frèrejouand E. (2016) Intérêt de l'imagerie tridimensionnelle dans la pratique clinique de l'orthodontie. *Orthod Fr* ; 87:393-410
32. L. T. Camardella, Eduardo Kant C. Rothier, Oswaldo V. VilellaEdwin, Ongkosuwito, Karel Hero Breuning. (2016) Virtual setup: application in orthodontic practice. *J Orofac Orthop* 77:409-419
33. Chen S, Xu TM (2013) Treatment of a severe transverse dental arch discrepancy assisted by 3-dimensional planning. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 143:105-115
34. Im J, Cha JY, Lee KJ et al (2014) Comparison of virtual and manual tooth setups with digital and plaster models in extraction cases. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 145:434-442
35. Rheude B, Sadowsky PL, Ferriera A, Jacobson A. (2005) An evaluation of the use of digital study models in orthodontic diagnosis and treatment planning. *Angle Orthod* ; 75:300-4
36. Whetten JL, Williamson PC, Heo G, Varnhagen C, Major PW. (2006) Variations in orthodontic treatment planning decisions of Class II patients between virtual 3-dimensional models and traditional plaster study models. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* ; 130:485-91.
37. Andreaus U, Colloca M, Iacoviello D. (2011) Coupling image processing and stress analysis for damage identification in a human premolar tooth. *Comput Methods Programs Biomed* ; 103(2):61-73.

38. Macchi A, Carrafiello G, Cacciafesta V (2006) Three dimensional digital modeling and setup. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 129:605–610
39. Silva MAG, Wolf U, Heinicke F, Bumann A, Visser H, Hirsch E. (2008) Cone-beam computed tomography for routine orthodontic treatment planning: a radiation dose evaluation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* ; 133:640.e1-5.
40. Kihara T, Tanimoto K, Michida M et al (2012) Construction of orthodontic setup models on a computer. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 141:806–813
41. Align Technology. The Invisalign® reference guide. http://passthrough.fw-notify.net/download/620383/http://www.aligntechinstitute.com/files/pdf/foreign/RefGuide_G.pdf
42. Nguyen CV, Chen J (2006) The Invisalign System. *Quintessence Publishing Co, Ltd*; 121–132.
43. Kravitz ND, Kusnoto B, Agran B, Viana G (2008) Influence of attachments and interproximal reduction on the accuracy of canine rotation with Invisalign®. A prospective clinical study. *Angle Orthod* 78:682–687
44. Kravitz ND, Kusnoto B, Begole E (2009) How well does Invisalign® work? A prospective clinical study evaluating the efficacy of tooth movement with Invisalign®. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 135 :27-35
45. Rossini G, Parrini S, Castroflorio T, Deregibus A, Debernardi CL. (2015) Efficacy of clear aligners in controlling orthodontic tooth movement : a systematic review. *Angle Orthod* ; 85(5):881-9.
46. Buschang PH, Shaw SG, Ross M, Crosby D, Campbell PM (2014) Comparative time efficiency of aligner therapy and conventional edgewise braces. *Angle Orthod* ; 84(3):391-6
47. Khan W. (2014) New concepts in aligner therapy with the orthocaps system. *Orthod Fr. Sep* :85(3) :253-64
48. Andrews LF. (1976) The straight-wire appliance. Explained and compared. *J Clin Orthod*; 10:174-95.
49. Creekmore TD, Kunik RL. (1993) Straight wire: the next generation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* ;104:8-20.
50. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. (2009) A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J* ; 28:44-56.
51. Muller-Hartwich R, Prager TM, Jost-Brinkmann PG. (2007) SureSmile CAD/CAM system for orthodontic treatment planning, simulation and fabrication of customized archwires. *Int J Comput Dent* ; 10:53-62.

52. Breuning KH (2011) Efficient tooth movement with new technologies for customized treatment. *J Clin Orthod* 45:257–262
53. Insignia Available at: <http://www.ormco.fr/produits/digital-produits/insignia/>.
54. Gracco A, Stellini E, Incerti Parenti S, Alessandri Bonetti G (2013) Individualized orthodontic treatment: The Insignia system. *Orthodontics* 929 :88-94
55. Grauer D, Proffit WR (2011) Accuracy in tooth positioning with a fully customized lingual orthodontic appliance. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 140:433–443
56. Matthew W. Brown, Lorne Koroluk, Ching-Chang Ko, Kai Zhang, Mengqi Chen, and Tung Nguyen. (2015) Effectiveness and efficiency of a CAD/CAM orthodontic bracket system. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 148:1067-74
57. Kasparova M, Grafova L, Dvorak P, Dostalova T, Prochazka A, Eliasova H, Prusa J, Kakawand S. (2013) Possibility of reconstruction of dental plaster cast from 3D digital study models. *BioMedical Engineering OnLine*, 12:49
58. Sohmura T, Kojima T, Wakabayashi K, Takahashi J. (2000) Use of an ultrahigh-speed laser scanner for constructing threedimensional shapes of dentition and occlusion. *J Prosthet Dent* 84:345–352
59. Motohashi N, Kuroda T. (1999) A 3D computer-aided design system applied to diagnosis and treatment planning in orthodontics and orthognathic surgery. *Eur J Orthod* 21:263–274.
60. Sassani F, Roberts S. (1996) Computer-assisted fabrication of removable appliances. *Comput Industry* ; 29:179-95.
61. Mortadi N, Eggbeer D, Lewis J, Williams R. (2012) CAD/CAM/AM applications in the manufacture of dental appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 142:727-33
62. Le guide de la CFAO dentaire CNIF Centre National d'Innovation et de Formation des Prothésistes Dentaires http://www.unppd.org/cnifpd/Guide_CFAO.pdf
63. Björk A. (1968) The use of metallic implants in the study of facial growth in children: method and application. *Am J Phys Anthropol* ; 29:243-54.
64. Marcotte MR. (1976) The use of the occlusogram in planning orthodontic treatment. *Am J Orthod* ; 69:655-67.
65. Wood, P., and Kraus, B. S. (1962) Pre-Natal Development of the Human Palate. Some Histologic Observations, *Arch. Oral Biol.* 7: 137-150.
66. Lysell, L.: Brayton, V. (1955) Plicae Palatinae Transversae and Papilla Incisiva in Man. A Morphologic and Genetic Study, *Acta odont. scandinav.* 13: 5-137

67. Peavy DC Jr, Kendrick GS. (1967) The effects of tooth movement on the palatine rugae. *J Prosthet Dent* ; 18:536-42.
68. Bailey LJ, Esmailnejad A, Almeida MA. (1996) Stability of the palatal rugae as landmarks for analysis of dental casts in extraction and nonextraction cases. *Angle Orthod* ; 66:73-8.
69. Hoggan BR, Sadowsky C. (2001) The use of palatal rugae for the assessment of anteroposterior tooth movements. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* ; 119:482-8.
70. Jang I, Tanaka M, Koga Y, Iijima S, Yozgatian JH, Cha BK. (2009) A novel method for the assessment of three-dimensional tooth movement during orthodontic treatment. *Angle Orthod* ; 79:447-53.
71. Le Bret L. (1962) Growth changes of the palate. *J Dent Res.* ; 41:1391-1404.
72. Christou, P. and Kiliaridis, S. (2008) Vertical growth-related changes in the positions of palatal rugae and maxillary incisors. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 133, 81-86.
73. Cha BK, Lee JY, Jost-Brinkmann PG, Yoshida N. (2007) Analysis of tooth movement in extraction cases using three-dimensional reverse engineering technology. *Eur J Orthod* ; 29:325-31.
74. Choi, D.S., Jeong, Y.M., Jang, I., Jost-Brinkmann, P.G. and Cha, B.K. (2010) Accuracy and reliability of palatal superimposition of three-dimensional digital models. *Angle Orthod*, 80, 497-503.
75. Choi, J.I., Cha, B.K., Jost-Brinkmann, P.G., Choi, D.S. and Jang, I.S. (2012) Validity of palatal superimposition of 3-dimensional digital models in cases treated with rapid maxillary expansion and maxillary protraction headgear. *Korean J Orthod*, 42, 235-241.
76. Spillane LM, McNamara JA Jr. (1995) Maxillary adaptation to expansion in the mixed dentition. *Semin Orthod* ; 1:176-87.
77. Jafari A, Shetty KS, Kumar M. (2003) Study of stress distribution and displacement of various craniofacial structures following application of transverse orthopedic forces: a three-dimensional FEM study. *Angle Orthod* ; 73:12-20
78. Thilander, B. (2009) Dentoalveolar development in subjects with normal occlusion. A longitudinal study between the ages of 5 and 31 years. *Eur J Orthod*, 31, 109-120.
79. Yang, S.T., Kim, H.K., Lim, Y.S., Chang, M.S., Lee, S.P. and Park, Y.S. (2013) A three dimensional observation of palatal vault growth in children using mixed effect analysis: a 9 year longitudinal study. *Eur J Orthod*, 35, 832-840.

80. Ganzer, Feldmann, Bondermark, Liv. (2017) A novel method for superimposition and measurements on maxillary digital 3D models-studies on validity and reliability. *Eur J Orthod*, 10,1093-1116.
81. Feldmann, I. and Bondemark, L. (2008) Anchorage capacity of osseointegrated and conventional anchorage systems: a randomized controlled trial. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 133, 339.e19-339.e28.
82. Björk A, Skieller V (1983) Normal and abnormal growth of the mandible. A synthesis of longitudinal cephalometric implant studies over a period of 25 years. *Eur J Orthod* 5:1-46
83. Kiyong An, Insan Jang, Dong-Soon Choi, Paul-Georg Jost-Brinkmann, Bong-Kuen Cha (2015) Identification of a stable reference area for superimposing mandibular digital models. *J Orofac Orthop* 76 : 508-519
84. Neville BW, Damm DD, Allen CM, Bouquot JE (2009) *Oral and Maxillofacial Pathology*, 3. Aufl. Saunders Elsevier, St. Louis
85. KimBM, LeeSH (1990) Statistical study of torus palatinus and torus mandibularis in 1758 dental patients. *J Kyungpook Univ Sch Dent* 7:85-94
86. Park TJ, Lee SH, Lee KS (2012) A method for mandibular dental arch superimposition using 3D cone beam CT and orthodontic 3D digital model. *Korean J Orthod* 42:169-181
87. Leonardo Koerich, Andre Weissheimer, Luciane Macedo de Menezes, Steven Lindauer (2017) Rapid 3D mandibular superimposition for growing patients. *Angle Orthod* 87:473-479

VI. Table des figures

Figure 1 Moulage d'étude en plâtre, taille US	7
Figure 2 Empreinte à l'alginat et sa coulée en plâtre	8
Figure 3 Modèle numérique	9
Figure 4 Scanner 3D laser de bureau Dental Wings®	9
Figure 5 Scanner de contact	10
Figure 6 Scanner laser	10
Figure 7 Triangulation laser	11
Figure 8 Projection de franges de lumière	12
Figure 9 Imagerie parallèle confocale	12
Figure 10 Vidéo 3D in Motion	12
Figure 11 Modèle numérique à partir d'un CBCT : A numérisation de l'empreinte/ B modèle numérique après reconstruction en positif avec un logiciel dédié.....	14
Figure 12 Modèle numérique sur Bibliocast®	15
Figure 13 Modèle numérique sur OrthoCAD®.....	15
Figure 14 Distance inter canine et inter molaire sur Ortho Analyzer® 3Shape	16
Figure 15 Recouvrement et surplomb sur Ortho Analyzer® 3Shape	17
Figure 16 Mesures sur différents modèles : A modèle en plâtre, B modèle issu de la numérisation d'une empreinte, C modèle issu de la numérisation d'un modèle en plâtre.....	18
Figure 17 Elaboration d'un set up - A Modèle initial -B Trait de coupe - C Découpe à la scie et détournage - D Positionnement des dents dans la cire - E Finitions en inter arcade.....	22
Figure 18 Set up numérique - A Modèles numérique - B Set-up numérique	25
Figure 19 Superposition de modèles numériques issus d'une empreinte optique et d'un CBCT.....	27
Figure 20 Superposition 3D des racines à partir d'un scanner - A/B Modèle numérique - C/D Set-up - E Superposition.....	28
Figure 21 Clincheck® modèle initial et fin de traitement.....	29
Figure 22 Système de gouttière TwinAligner®	32
Figure 23 A. Modèle d'étude numérique Orthocad/ B. Set-up numérique et positionnement des brackets pour un collage indirect	33
Figure 24 Brackets linguaux Incognito® et arc personnalisé	34
Figure 25 Insignia® Approver® : Positionnement de la dent et contrôle de l'occlusion	35
Figure 26 Robot à flexion de fil	36
Figure 27 Imprimante 3D RepRap	37
Figure 28 Modélisation finale de l'activateur d'Andresen.....	38
Figure 29 Prototype finale de l'activateur d'Andresen.....	38
Figure 30 Conception virtuelle de l'orthèse d'avancée mandibulaire en 4 parties	39

Figure 31 Prototype finale de l'orthèse d'avancée mandibulaire	39
Figure 32 Pul fixe réalisé par CFAO	39
Figure 33 Disjoncteur et bagues réalisés par CFAO	39
Figure 34 Classification de Lysell : 12 points de Rugae palatine	40
Figure 35 Mesures sur la téléradiographie de profil du pré-traitement (ligne continue) à la fin du traitement (ligne pointillée). 1 : mouvement première molaire. 2 : Mouvement incisive centrale	42
Figure 36 Mesures de l'arcade supérieure. 1.Point antérieur du raphé médian. 2.Point postérieur du raphé médian. 3. Point mésial molaire gauche. 4. Point mésial molaire droite. 5.Point inter-incisif. 6. Point médian gauche première Rugae palatine. 7. Point latéral gauche première Rugae palatine. 8. Point médian gauche deuxième Rugae palatine. 9 Point latéral gauche deuxième Rugae palatine. 10 Point médian gauche troisième Rugae palatine. 11. Point latéral gauche troisième Rugae palatine. 12. Point médian droite première Rugae palatine. 13. Point latérale droite première Rugae palatine	42
Figure 37 Repères pour la superposition des moulages dentaires ; Point A : point médian reliant les points médians de la troisième Rugae droite et gauche. Surface B : A 10mm de la troisième rugae et des faces palatines des dents postérieures et à 5mm de la droite reliant les faces distales des secondes molaires	43
Figure 38 Méthode de mesure sur le système de coordonnées : A Contour de la voute palatine jusqu'à l'incisive centrale et distance des points mésiaux de la première, deuxième et troisième Rugae avec le système de coordonnées X, Y ; changements horizontaux évalués sur les X et verticaux sur les Y/ B Projection des Rugae sur l'axe de l'incisive centrale, changements mesurés par rapport au plan palatin.....	44
Figure 39 Système de coordonnées X, Y, Z jonction raphé médian et papille rétro incisive : A vue sagittale de X et Y ; B vue occlusale de X et Z.....	45
Figure 40 Superposition numérique 3D et mouvements dentaires : a vue occlusale, b vue sagittale droite (rouge début de traitement, bleu fin de traitement)	46
Figure 41 Aire de superposition de la surface palatine (première, deuxième et troisième Rugae palatines en excluant la papille inter-incisive)	46
Figure 42 Superposition céphalométrique maxillaire et système de coordonnées (X bord libre incisive et cuspside mésio-vestibulaire première molaire/Y perpendiculaire à X passant le centre de le selle turcique).47	47
Figure 43 Système de coordonnées : A plan horizontal X-Z jonction raphé médian et papille rétro incisive parallèle au plan occlusal construit par la cuspside mésio vestibulaire première molaire et le point médian bord libre incisive centrale/ B plan sagittal X-Y perpendiculaire au plan horizontal construit du point d'origine et d'un point arbitraire sur la suture palatine/ C plan frontal Y-Z construit de l'origine et perpendiculaire au plan sagittal et horizontal	47
Figure 44 Superposition 3D : A Couleurs indiquent les différences affichées de l'appariement surface surface sur une échelle millimétrique/ B Superposition des modèles de début (rouge) et de fin (bleu)/ C Coupe frontale au niveau des deuxième prémolaires/ D coupe frontale au niveau des premières molaires	48
Figure 45 Hauteur palatine (mm) chez les femmes (rouge) et chez les hommes (bleu) de 5 à 31ans. Moyenne et écart type pour chaque enregistrement.....	49
Figure 46 Infra position d'une couronne implantaire : A Garçon de 15 ans avec un implant et une couronne implantaire pour remplacer une 22/ B 10 ans plus tard avec une infra position de 1,2mm	50
Figure 47 Mesures 3D du modèle : A Plan de référence points les plus cervicaux de la jonction dento-gingivale/ B Couple de dents reliant les deux points les plus cervicaux/ C Vecteur reliant les deux points divisé en 4 sections/ D Mesures de la hauteur palatine à partir des 3 points/ E Ensemble des 12 points de mesure	51
Figure 48 Un exemple de superposition 3D utilisant les 12 points de référence de 6 à 14ans.....	52
Figure 49 Correspondance brute : surface palatine (bleu départ et rouge modifié) avec les 6 points sur la 3 ^{ème} Rugae palatine	54

Figure 50 Exemple de superposition palatine avec la méthode RFD : zone inchangée (blanche) au centre de la voute palatine	55
Figure 51 Système de coordonnées pour les modèles numériques 3D mandibulaires : a,b plan sagittal x-y construit sur la suture médiane palatine transféré au modèles mandibulaire en occlusion, c plan horizontal z-x perpendiculaire au plan sagittal et passe par le point médian des incisives mandibulaires et la cuspside disto vestibulaire de la première molaire, d plan frontal z-y perpendiculaire au plan sagittal et horizontal passant par le point médian des incisives centrales mandibulaires	56
Figure 52 Quatre zones de référence pour la superposition mandibulaire : a zone 1 surface linguale alvéolaire des prémolaires et molaires ; b Zone 2 surface linguale alvéolaire de toute l'arcade ; c zone 3 surface vestibulaire et linguale alvéolaire des prémolaires et molaires ; d zone 4 tori mandibulaires bilatéraux.....	57
Figure 53 Superposition modèle numérique au CBCT : A pré traitement, B post traitement	58
Figure 54 Superposition de surface et retrait de l'arcade dentaire: A Superposition mandibulaire/ B Superposition de l'arcade inférieure	59
Figure 55 Zones utilisées pour les mesures de précision : corps mandibulaire droite, gauche et menton.....	60

Serment d'Hippocrate

En présence des Maîtres de cette Faculté, de mes chers condisciples, devant l'effigie d'Hippocrate,

Je promets et je jure, au nom de l'Être Suprême, d'être fidèle aux lois de l'Honneur et de la probité dans l'exercice de La Médecine Dentaire.

Je donnerai mes soins gratuits à l'indigent et n'exigerai jamais un salaire au-dessus de mon travail, je ne participerai à aucun partage clandestin d'honoraires.

Admis dans l'intérieur des maisons, mes yeux ne verront pas ce qui se passe, ma langue taira les secrets qui me seront confiés et mon état ne servira pas à corrompre les mœurs ni à favoriser le crime.

Je ne permettrai pas que des considérations de religion, de nation, de race, de parti ou de classe sociale viennent s'interposer entre mon Devoir et mon patient.

Je garderai le respect absolu de la vie humaine dès sa conception.

Même sous la menace, je n'admettrai pas de faire usage de mes connaissances médicales contre les lois de l'Humanité.

Respectueux et reconnaissant envers les Maîtres, je rendrai à leurs enfants l'instruction que j'ai reçue de leurs pères.

Que les hommes m'accordent leur estime si je suis fidèle à mes promesses,

Que je sois couvert d'opprobre et méprisé de mes confrères si j'y manque.

Approbation – Improbation

Les opinions émises par les dissertations présentées, doivent être considérées comme propres à leurs auteurs, sans aucune approbation ou improbation de la Faculté de Chirurgie dentaire (1).

Lu et approuvé,

Vu,
Nice, le

Le Président du jury,

Le Doyen de la Faculté de
Chirurgie Dentaire de l'UNS

Professeur Armelle MANIERE

Professeur Laurence Lupi-Pegurier

(1) Les exemplaires destinés à la bibliothèque doivent être obligatoirement signés par le Doyen et par le Président du Jury.

Intérêt des modèles numériques en orthodontie

Thèse : Chirurgie Dentaire, Nice, 2017, n°42-57-17-34

Directeur de thèse : Dr OUEISS Arlette

Mots-clés : Modèle numérique orthodontie, planification numérique, thérapeutique numérique, superposition 3D

Résumé:

Les documents numériques font partie intégrante de l'orthodontie d'aujourd'hui. Les moulages en plâtre sont encore couramment utilisés mais à terme voués à disparaître des cabinets car ils sont fragiles et encombrants. Les modèles numériques sont aussi fiables et précis que les modèles en plâtre. Ils sont obtenus par numérisation d'empreinte conventionnelle ou de modèle en plâtre à l'aide d'un scanner ou bien directement par empreinte optique avec une caméra intra orale ; voir désormais à partir des données d'un CBCT.

Les modèles numériques permettent la planification du traitement grâce au set-up digitalisé aussi précis que le set-up manuel. Les set-up numériques sont véritablement utiles pour le patient afin de comprendre et de visualiser son traitement.

Les modèles numériques ont aussi un intérêt dans le volet des thérapeutiques numériques que se soit pour des aligneurs, du multi attache vestibulaire ou lingual et des appareils d'interceptions fixes ou amovibles. Plusieurs laboratoires produisent des aligneurs, c'est un moyen de traitement où seuls les mouvements prédictibles à corriger doivent être envisagés. Des laboratoires proposent des thérapeutiques de multi attache numériques entièrement individualisées par CFAO. Le prothésiste peut réaliser les appareils par CFAO (logiciel dédié et spécialisé).

Les modèles numériques permettent d'objectiver les mouvements dentaires obtenus grâce aux superpositions 3D. La superposition maxillaire avec le point médian de la troisième Rugae palatine, la voute palatine et l'analyse de déformation est aussi fiable que les superpositions de téléradiographies de profil. Les recherches sur les superpositions mandibulaires sont rares et la définition d'une structure stable de référence n'est toujours pas au point ce qui amène aujourd'hui à développer le sujet.